

**Biomechanische Untersuchungen an den
Beugeschnen und der Strecksehne am
Vorderfuß des Fohlens**

von Nora Elisabeth Straub

Inaugural-Dissertation zur Erlangung der Doktorwürde der Tierärztlichen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität München

**Biomechanische Untersuchungen an den Beugesehnen und
der Strecksehne am Vorderfuß des Fohlens**

von Nora Elisabeth Straub
aus Horb am Neckar

München 2016

Aus dem veterinärwissenschaftlichen Department
der Tierärztlichen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität München

Lehrstuhl für Anatomie, Histologie und Embryologie

Arbeit angefertigt unter der Leitung von:

Priv.-Doz. Dr. Sven Reese

**Gedruckt mit der Genehmigung der Tierärztlichen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität München**

Dekan: Univ.-Prof. Dr. Joachim Braun

Berichterstatter: Priv.-Doz. Dr. Sven Reese

Korreferent: Univ.-Prof. Dr. Hartmut Gerhards

Tag der Promotion: 06. Februar 2016

Meiner Familie

INHALTSVERZEICHNIS

I.	EINLEITUNG	1
II.	LITERATURÜBERSICHT	2
1.	Anatomie	2
1.1.	Nomenklatur.....	2
1.2.	Musculus extensor digitorum communis	2
1.3.	Musculus flexor digitorum superficialis	3
1.4.	Musculus flexor digitorum profundus	4
1.5.	Vaskularisation.....	6
1.5.1.	Blutversorgung des Vorderfußes.....	6
1.5.1.1.	Blutversorgung der Sehnen	7
1.5.1.2.	Blutversorgung der tiefen Beugesehne	8
1.5.1.3.	Blutversorgung der oberflächlichen Beugesehne.....	8
1.6.	Innervation	8
2.	Sehnen	10
2.1.	Mikroskopische Anatomie von Sehnen.....	10
2.2.	Bestandteile der Sehne	13
2.2.1.	Zellen.....	13
2.2.2.	Extrazellulärmatrix (ECM)	14
2.2.3.	Kollagen	14
2.2.4.	Elastische Fasern	16
2.2.5.	Proteoglykane.....	16
2.2.6.	Cartilage oligomeric matrix protein (COMP).....	17
2.3.	Sehnen-Verbindungen.....	19
2.3.1.	Muskel-Sehnen-Verbindung	19
2.3.2.	Knochen-Sehnen Verbindung (Enthese).....	20
2.4.	Funktion und Belastung von Sehnen.....	21
2.4.1.	Dynamik der Fortbewegung im Hinblick auf die Funktion der oberflächlichen und tiefen Beugesehne	23
2.5.	Biomechanik der Sehnen.....	27
2.6.	Alterung und Training.....	32
2.6.1.	Alterung.....	32
2.6.2.	Training	36

2.7.	Pathologische Veränderungen der Sehnen beim Fohlen	38
2.7.1.	Beugefehlstellungen	39
2.7.1.1.	Kontraktur der Beugesehne	39
2.7.2.	Hyperextension.....	40
2.7.3.	Ruptur des gemeinsamen Zehenstreckers	41
2.7.4.	Belastungsinduzierte Tendinopathien	41
III.	MATERIAL UND METHODE	42
1.	Makroskopie	42
1.1.	Material	42
1.2.	Methode.....	42
2.	Histologie.....	45
2.1.	Material	45
2.2.	Methode.....	46
3.	Morphometrie.....	47
3.1.	Material	47
3.2.	Methode.....	47
4.	Biomechanik	49
4.1.	Material	49
4.2.	Methode.....	50
4.2.1.	Zugversuche	51
5.	Statistik.....	54
IV.	ERGEBNISSE	55
1.	Makroskopie	55
2.	Histologie.....	56
2.1.	Zugsehnenbereich der tiefen Beugesehne (TBS 2)	56
2.2.	Gleitsehnenbereich der tiefen Beugesehne (TBS 6)	58
2.3.	Zugsehnenbereich der oberflächlichen Beugesehne (OBS 2).....	61
2.4.	Ligamentum accessorium.....	65
2.5.	Gemeinsamer Zehenstrecker	67
3.	Morphometrie.....	69
3.1.	Querschnitt	70
3.1.1.	Pränatal.....	70

3.1.2.	Postnatal	72
4.	Biomechanik	74
4.1.	Bruchlast.....	75
4.1.1.	Pränatal.....	75
4.1.2.	Postnatal	77
4.2.	Zugfestigkeit.....	79
4.2.1.	Pränatal.....	79
4.2.2.	Postnatal	81
4.3.	Zugbelastbarkeit	83
4.3.1.	Pränatal.....	83
Postnatal	85	
4.4.	E-Modul	86
4.4.1.	Pränatal.....	86
4.4.2.	Postnatal	88
5.	Postnatale Entwicklung bis zum adulten Pferd.....	90
5.1.	Querschnitt	91
5.2.	Bruchlast.....	94
5.3.	Zugfestigkeit.....	96
5.4.	Zugbelastbarkeit	99
5.5.	E-Modul	101
V.	DISKUSSION	104
VI.	ZUSAMMENFASSUNG	125
VII.	SUMMARY.....	127
VIII.	ABBILDUNGSVERZEICHNIS	129
IX.	TABELLENVERZEICHNIS	132
X.	ANHANG	134
XI.	LITERATURVERZEICHNIS	144
	DANKSAGUNG.....	159

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

A.	Arteria
Abb.	Abbildung
bzw.	Beziehungsweise
cm	Zentimeter
COMP	cartilage oligometric matrix protein
D	Tag(e)
ECM	Extrazellulärmatrix
E-Modul	Elastizitätsmodul
Fmax	Höchstlast/Bruchlast
G	Gramm
GAG	Glycosaminoglycan
GZS	Gemeinsamer Zehenstrecker
H	Stunde
Kg	Kilogramm
KGW	Körpergewicht
kN	Kilonewton
Lig. acc.	Ligamentum accessorium / Unterstützungsband der tiefen Beugesehne
M.	Musculus
Mg	Milligramm
MHz	Megahertz
MIO	Musculus interosseus
Mm	Millimeter
mm ²	Quadratmillimeter
MPa	Megapascal
N.	Nervus
N	Newton
NaCl	Natrium-Chlorid

OBS	Oberflächliche Beugesehne
Tab.	Tabelle
TBS	Tiefe Beugesehne
V.	Vena
VGM	Vordergliedmaße

I. EINLEITUNG

In den letzten Jahrzehnten wurden viele in vivo und in vitro Untersuchungen zu den Sehnen von Pferden angefertigt. Das Augenmerk lag dabei auf der oberflächlichen Beugesehne am Vorderbein von adulten Pferden, da die oberflächliche Beugesehne der Pferde als die am verletzungsanfälligste Sehne des Pferdes gilt. Des Weiteren wurden Studien an Fohlen durchgeführt, die sich auf unterschiedliche Bewegungsformen und Trainingsregime und deren Auswirkung auf die Sehnenentwicklung konzentrierten. Auch hierbei wurde vor allem die oberflächliche Beugesehne betrachtet.

Systematische und vergleichende Untersuchungen der Zehensehnen hinsichtlich der Entwicklung ihrer biomechanischen Eigenschaften vom Fetus bis zum adulten Pferd wurden dagegen bisher nicht durchgeführt. Entsprechende Erkenntnisse könnten aber z. B. für die tierschutzrelevante Frage interessant sein, ab welchem Alter die Sehnen belastungsfähig genug sind, um ein Training zu starten. In dieser Arbeit soll daher die Entwicklung der oberflächlichen und tiefen Beugesehne, des Ligamentum accessoriums und des gemeinsamen Zehenstreckers vom Fetus bis zum Jährling hinsichtlich ihrer biomechanischen Eigenschaften betrachtet werden. Zudem findet ein Vergleich mit adulten Pferden statt, um die weitere Entwicklung der Sehne bis zum ausgewachsenen Pferd abschätzen zu können. Neben den biomechanischen Versuchen werden vergleichend histologische Schnitte der einzelnen Sehnenabschnitte angefertigt und lichtmikroskopisch untersucht. Sie sollen die morphologische Grundlage der biomechanischen Eigenschaften darlegen.

II. LITERATURÜBERSICHT

1. Anatomie

1.1. Nomenklatur

Nachfolgend werden die Namen der Muskeln und Sehnen aufgelistet, die für diese Arbeit relevant sind. Es handelt sich um Termini, wie sie in der gängigen Fachliteratur sowie der Nomina Anatomica Veterinaria (NAV 2012) verwendet werden.

Der **Musculus extensor digitorum communis** wird in der deutschen Literatur auch gemeinsamer Zehenstrecker (GZS) genannt. (Seiferle and Frewein 2004, Salomon 2008, Liebich et al. 2012).

Der **Musculus flexor digitorum superficialis**, auch oberflächlicher Zehenbeuger genannt, ist beim Pferd sehnig durchsetzt. Auf Höhe des Carpus geht er in die oberflächliche Beugesehne (OBS) über (Seiferle and Frewein 2004, Salomon 2008, Liebich et al. 2012).

Der **Musculus flexor digitorum profundus** wird auch tiefer Zehenbeuger genannt. Er bildet am distalen Ende des Unterarms die tiefe Beugesehne (TBS). (Seiferle and Frewein 2004, Salomon 2008, Liebich et al. 2012)

Das Pferd weist drei Musculi interossei auf. Nur der mittlere Anteil, der **Musculus interosseus medius** (MIO), ist beim Pferd gut entwickelt. Die anderen beiden sind rudimentär und werden zum Fesseltrageapparat gezählt (Seiferle and Frewein 2004, Salomon 2008, Liebich et al. 2012).

1.2. Musculus extensor digitorum communis

Beim Pferd ist der M. extensor digitorum communis stark sehnig durchsetzt. Er entspringt über dem Condylus humeri zwischen der Fossa radii und dem lateralen Bandhöcker des Humerus und des Radius, sowie dem lateralen Seitenband der Articulatio cubiti (Seiferle and Frewein 2004, Liebich et al. 2012). Er wird vom M. extensor carpi radialis und dem seitlichen Zehenstrecker überdeckt (Liebich et al. 2012). Zwischen dem mittleren und distalen Drittel des Unterarms geht er in eine starke Sehne über (Seiferle and Frewein 2004). Diese zieht in der lateralen Sehnenrinne über den Karpus, wo sie durch das Retinaculum extensorum fixiert

wird, weiter über die Dorsalfläche des Metakarpus und inseriert am Processus extensorius des Hufbeins (Seiferle and Frewein 2004, Liebich et al. 2012). Vor ihrem Ansatz gibt der GZS einen Schenkel an das Kronbein und einzelne Fasern an den Hufknorpel ab (Seiferle and Frewein 2004, Liebich et al. 2012). Im weiteren Verlauf verbindet sie sich mit der Gelenkkapseln der Zehengelenke und am Metakarpus mit einer vom lateralen Rand des Karpus kommenden Fasziplatte. Von dorsal ziehen Verstärkungssehnen vom M. interosseus medius auf Höhe des Fesselbeins in den gemeinsamen Zehenstrecker (Nickel et al. 2003, Salomon 2008, Liebich et al. 2012).

Proximal des Spatium antebrachii interosseum spaltet der GZS einen an der Ulna entspringenden tiefen Anteil ab. Dieser zieht mit der Endsehne über den Metakarpus und lässt sich bis zum Fesselbein verfolgen. Dieser Muskelstrang wird als Rudiment des M. extensor indicis angesehen und Thiernesse-Muskel genannt (Seiferle and Frewein 2004, Liebich et al. 2012). Neben dem Thiernesse-Muskel gibt es noch einen Philipp-Muskel, (Seiferle and Frewein 2004, Salomon 2008, Liebich et al. 2012) oder das Caput radiale (Budras 2014). Dieser rudimentäre Muskel entspricht dem M. extensor digitorum communis des vierten Fingers des Menschen (Nickel et al. 2003) bzw. der nicht vorhandenen 4. und 5. Zehe des Pferdes (Salomon 2008). Sein Ursprung ist am Radius, wo er sich vom GZS absetzt, um mit ihm gemeinsam über den Karpus zu ziehen und sich mit der Sehne des M. extensor digitorum lateralis zu vereinigen (Nickel et al. 2003, Liebich et al. 2012) laut Salomon (Salomon 2008) auch mit dem Thiernesse-Muskel. Die gemeinsame Strecksehne wird zusammen mit der Endsehne des Philipp-Muskels (Nickel et al. 2003, Liebich et al. 2012), laut Salomon (2008) auch mit dem Thiernesse-Muskel, von einer Sehnenscheide umhüllt. Die Sehnenscheide beginnt ca. 10-12cm oberhalb des Karpus und endet proximal am Metakarpus (Seiferle and Frewein 2004, Liebich et al. 2012).

1.3. Musculus flexor digitorum superficialis

Der Musculus flexor digitorum superficialis ist beim Pferd ein meist sehnig durchsetzter Muskel (Liebich et al. 2012). Sein Ursprung ist am Epicondylus medialis humeri, (Seiferle and Frewein 2004, Salomon 2008, Liebich et al. 2012). Er geht oberhalb des Karpus in eine kräftige Sehne, die oberflächliche Beugesehne über, um an der Phalanx media anzusetzen (Seiferle and Frewein 2004, Salomon 2008, Liebich et al. 2012). Die oberflächliche Beugesehne erhält

ein medial am Radius entspringendes Unterstützungsband, welches proximal des Karpus in die oberflächliche Beugesehne übergeht (Seiferle and Frewein 2004, Salomon 2008, Liebich et al. 2012, Budras 2014). Ihren Verlauf palmar am Metakarpus nimmt sie gemeinsam mit der tiefen Beugesehne. Sowohl die oberflächliche als auch die tiefe Beugesehne, werden von einer gemeinsamen Karpalbeugesehnenscheide umgeben (Seiferle and Frewein 2004, Liebich et al. 2012) (*Vagina synovialis communis musculorum flexorum*) (Salomon 2008). Distal am Metakarpus ummantelt die oberflächliche die tiefe Beugesehne und bildet die sogenannte *Manica flexoria* (Seiferle and Frewein 2004, Salomon 2008, Liebich et al. 2012, Budras 2014). Die oberflächliche Beugesehne zieht in der gemeinsamen Sehnenscheide (*Vagina synovialis tendineum digitorum manus*) über das Fesselgelenk und spaltet sich in der Fesselbeuge in zwei Schenkel. Zwischen diesen tritt die tiefe Beugesehne hindurch (Liebich et al. 2012). Der Ansatz der Schenkel ist medial und lateral an der Kronbeinlehne (Seiferle and Frewein 2004, Salomon 2008, Liebich et al. 2012, Budras 2014). Beide Schenkel geben noch einen schwächeren Ast an das Fesselbein ab (Seiferle and Frewein 2004, Liebich et al. 2012). Dieser Ast ist laut Liebich et. al. (2012) ein Beuger der *Phalanx proximalis* und *media* der Stützzehen, Beuger des Vorderfußes und Stabilisator des Fesselgelenks. Am Fesselgelenk und in der Fesselbeuge werden die oberflächliche und die tiefe Beugesehne durch das Fesselringband, die vierzipflige Fesselplatte und die Sohlenbinde in ihrer Lage gehalten (Seiferle and Frewein 2004).

1.4. Musculus flexor digitorum profundus

Der *Musculus flexor digitorum profundus* entspringt beim Pferd wie auch bei allen anderen Haussäugetieren aus drei Köpfen. Das *Caput humerale*, das am *Epicondylus humeri* seinen Ursprung hat, das *Caput radiale* und das *Caput ulnare* (Seiferle and Frewein 2004, Salomon 2008, Liebich et al. 2012, Budras 2014). Das *Caput radiale* ist der schwächste Bauch, es entspringt kaudomedial am Radius und vereinigt sich rasch mit der Hauptsehne. Das *Caput ulnare* ist schwächer als das *Caput humerale*, entspringt am hinteren Rand des Olekranons und verbindet sich am Karpus mit der Hauptsehne (Seiferle and Frewein 2004, Salomon 2008, Liebich et al. 2012, Budras 2014). Das *Caput humerale* ist nochmal aus drei Bäuchen zusammengesetzt. Am distalen Ende des Unterarms vereinigen sich alle fünf Bäuche zu einer einheitlichen Endsehne, der tiefen Beugesehne (Abbildung

1). Die tiefe Beugesehne zieht medial vom Os carpi accessorium über die Karpalbeuge und wird im mittleren Drittel von einem Unterstützungsast, dem Ligamentum accessorium, ergänzt (Seiferle and Frewein 2004, Salomon 2008, Liebich et al. 2012, Budras 2014). Das Ligamentum accessorium geht aus dem Ligamentum carpi radiatum (Seiferle and Frewein 2004, Salomon 2008) hervor. Auf Höhe des Fesselgelenks wird die tiefe Beugesehne von der oberflächlichen manschettenartig (Manica flexoria) umfasst, die tiefe Beugesehne liegt hier der Gleitfläche (Facies flexoria) der beiden proximalen Sesambeine auf. Die tiefe Beugesehne durchbohrt auf Höhe der Phalanx proximalis die oberflächliche, zieht palmar über die Facies flexoria des Strahlbeins und inseriert palmar am Tuberculum flexorium der Phalanx distalis (Hufbein) (Seiferle and Frewein 2004, Salomon 2008, Liebich et al. 2012, Budras 2014). Die tiefe Beugesehne wird auf Höhe des Strahlbeins von einem Schleimbeutel, der Bursa podotrochlearis, unterlagert und breitet sich proximal, distal und seitlich über die Gleitflächen hinaus aus (Seiferle and Frewein 2004, Salomon 2008, Liebich et al. 2012). Im Bereich des Karpus werden beide Sehnen von der Karpalbeugesehnenscheide (Vagina synovialis communis musculorum flexorum) umgeben (Seiferle and Frewein 2004, Salomon 2008, Liebich et al. 2012). Im Bereich des Fesselgelenks liegen beide Beugesehnen in der Fesselgelenksbeugesehnenscheide (Vagina synovialis tendineum digitorum manus). Sie reicht proximal des Fesselgelenks bis an die Griffelbeinknöpfechen und distal bis zum Kronbein (Seiferle and Frewein 2004, Salomon 2008, Liebich et al. 2012). Die tiefe und die oberflächliche Beugesehne werden des Weiteren von proximal nach distal durch das Fesselringband (Ligamentum anulare palmare), die vierzipflige Fesselplatte (Pars cruciformis vaginae fibrosae) und die Sohlenbinde (Ligamentum anulare digiti) fixiert. Das Fesselringband ist ca. drei Finger breit und umgibt die oberflächliche Beugesehne, zum Teil verschmilzt es großflächig mit dieser. Die vierzipflige Fesselplatte setzt im proximalen Teil des Fesselbeins an, medial und lateral sowie dorsal des Ligamentum sesamoideum obliquum. Die beiden distalen Anteile ziehen an das Fesselbein, der mittlere Teil der Platte ist zum Teil fest mit der oberflächlichen Beugesehne verwachsen, hier wird die Sehne nicht von Synovia umspült. Die Sohlenbinde spannt sich palmar der verbreiterten Endsehne der tiefen Beugesehne und ist mit dieser bindegewebig verbunden (Seiferle and Frewein 2004, Salomon 2008, Liebich et al. 2012, Budras 2014). Des Weiteren trennt die Sohlenbinde die tiefe Beugesehne vom Hufkissen. Proximal verbinden

sich zwei Schenkel mit der vierzipfligen Fesselplatte am Fesselbein (Liebich et al. 2012).

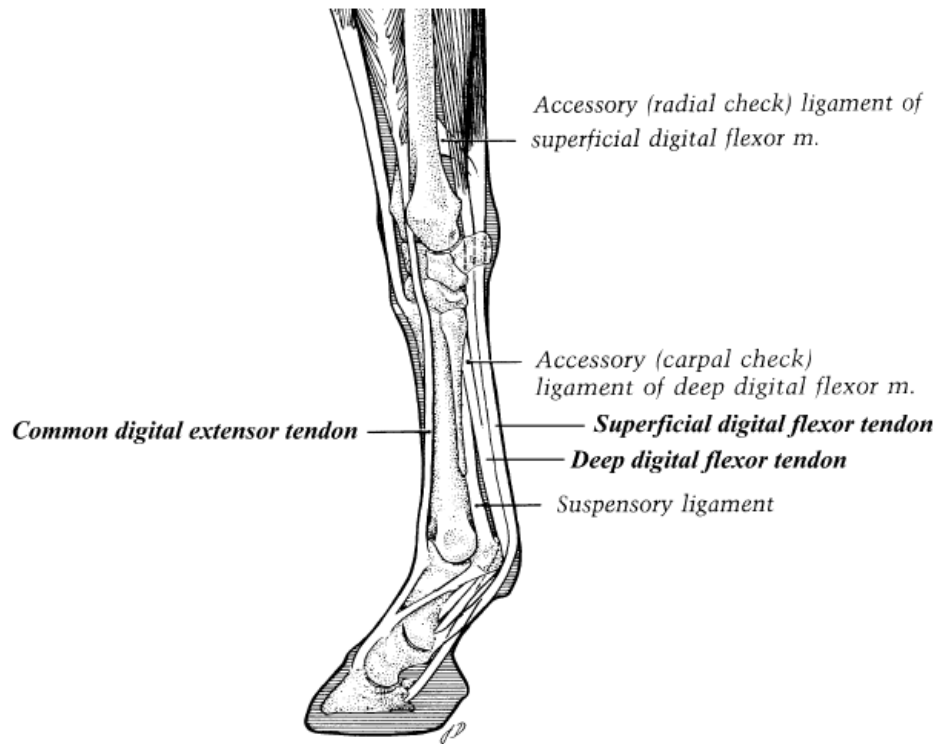


Abbildung 1: Anatomische Darstellung der Sehnen am Pferdefuß

In dieser Dissertation relevant sind:

das „Accessory ligament of the deep digital flexor m.“ (Ligamentum accessorium)

„Deep digital flexor tendon“ (Tiefe Beugesehne = TBS),

„Superficial digital flexor tendon“ (Oberflächliche Beugesehne = OBS)

„Common digital extensor tendon“ (gemeinsamer Zehenstrecker = GZS)

Abbildung aus (Smith et al. 2002)

1.5. Vaskularisation

1.5.1. Blutversorgung des Vorderfußes

Für die Blutversorgung der Vordergliedmaße beim Pferd sind vor allem die A. mediana, Fortsetzung der A. brachialis, und deren Abgänge verantwortlich. Die A. mediana verläuft caudal des Radius, bedeckt vom M. flexor carpi radialis (König et al. 2015). Distal des Metacarpus, auf Höhe des mittleren Röhrebeins setzt sie sich als A. digitalis palmaris communis II fort (Wissdorf et al. 2010). Der Arcus palmaris superficialis, der aus der A. mediana entspringt, gibt Äste an A. digitalis communis III ab. Auf Höhe des Fesselgelenks entlässt die A. mediana die

Aa. digitalis medialis und lateralis (Waibl et al. 1996).

Die Arterien im Vorderfuß sind in verschiedene Systeme eingeordnet. Zum oberflächlichen palmaren System gehören die Aa. digitalis medialis et lateralis. Zum tiefen palmaren System gehören die A. radialis sowie, daraus ausgehend die A. metacarpae palmares II und III. Das tiefe dorsale System besteht aus der A. radialis und der A. interossea cranialis, die als Aa. metacarpae dorsales die Versorgung der proximalen dorsalen Anteile des Vorderfußes übernimmt. (Salomon and Gille 2008)

Proximal der Gleichbeine verbinden sich das tiefe dorsale und palmare System über den Arcus palmaris digitalis superficialis mit dem oberflächlichen palmaren System (Popesko 2007). Die A. digitalis medialis et lateralis sind distal des Zehengrundgelenks die einzigen Gefäße die für die Blutversorgung zur Verfügung stehen. Für die Gebiete seitlich und dorsal am Fesselbein sind die Rami dorsales phalangis proximalis zuständig (Popesko 2007, Salomon and Gille 2008, König et al. 2015). Die Rami dorsales phalangis mediae (Popesko 2007, König et al. 2015) versorgen die Region des Kronbeins und der Arcus terminalis das Hufbein sowie die Lederhaut (Wissdorf et al. 2010). Für den Ballen sind die Rami pulvini verantwortlich (Popesko 2007).

1.5.1.1. Blutversorgung der Sehnen

Die Blutversorgung der Sehne erfolgt über zwei Prozesse: die Diffusion und die Perfusion (Ross et al. 2011).

Verläuft die Sehne innerhalb einer Sehnenscheide so wird sie via Diffusion über die Synovia mit Nährstoffen versorgt (Ross et al. 2011).

Innerhalb der Sehne verlaufen die Gefäße im interfaszikulären Bindegewebe, das die einzelnen Kollagenbündel zusammen hält. Die kollagenen Faserbündel bilden zusammen mit den um sie angeordneten Blutgefäßen eine vaskuläre Einheit (Brockis 1953). Innerhalb eines Faserbündels sind keine Blutgefäße nachgewiesen (Brockis 1953).

Liegt die Sehne extrasynovial, so durchdringen Blutgefäße in regelmäßigen Abständen das Paratendineum und versorgen die Sehne. Die Blutgefäße bestehen aus einer Arteriole und zwei Venolen. Zwischen den Venolen bestehen Verbindungen. Die Gefäße liegen in Windungen um die Faserbündel, um Bewegungen wie ein Strecken der Sehne ausgleichen zu können (Brockis 1953).

Liegt der Sehnenabschnitt intrasynovial, so wird er über Gefäßverbindungen von Gefäßen die im Mesotendineum verlaufen und von intratendinären Gefäßen versorgt (Brockis 1953, Zschäbitz 2005).

Die Verbindungsgebiete zwischen Muskulatur und Sehne sind im proximalen Drittel gut durchblutet (Zschäbitz 2005). Entweder gehen die Gefäße direkt vom Muskelbauch als epi- oder endotendinale Gefäße in die Sehne über oder sie spalten sich in zwei Teile. Der eine Teil versorgt die muskulären Anteile, der andere die sehnigen (Brockis 1953).

Inseriert die Sehne an den Knochen, ist die Region an der sie inseriert verantwortlich für ihre Blutversorgung. Befindet sich die Insertionsstelle am Periost ist die Durchblutung, gegenüber einer Insertion am Knorpel, stärker ausgeprägt (Zschäbitz 2005).

1.5.1.2. Blutversorgung der tiefen Beugesehne

Die Blutversorgung der tiefen Beugesehne innerhalb der Sehnenscheide untersuchten Kraus et al. (1995).

Proximal des Fesselgelenks übernehmen die A. digitalis palmaris communis oder die A. digitalis palmaris medialis die Versorgung. Distal des Fesselgelenks ist der Ramus palmaris phalangis proximalis zuständig und am distalen Ende der Sehnenscheide die A. digitalis palmaris medialis et lateralis. (Kraus et al. 1995)

1.5.1.3. Blutversorgung der oberflächlichen Beugesehne

Die Blutversorgung der oberflächlichen Beugesehne erfolgt über intratendinöse Blutgefäße (Kraus-Hansen et al. 1992). Es verlaufen zwei Gefäße parallel am medialen und lateralen Rand der Sehne, die die Hauptversorgung darstellen. Auf der Palmarseite sind Abzweigungen der A. mediana für die Vaskularisation zuständig (Kraus-Hansen et al. 1992).

1.6. Innervation

Über den N. medianus und den N. ulnaris werden der M. flexor digitalis superficialis und der M. flexor digitalis profundus an der Vordergliedmaße des Pferdes innerviert (Nickel et al. 2004, König et al. 2012).

Die Innervation der Sehnen erfolgt ausschließlich sensibel. Die propriozeptiven Signale stammen von Mechanorezeptoren in der Nähe der Muskel-Sehnen-

Übergänge. Efferente Nervenfasern sind auf Grund der fehlenden motorischen Funktion nicht notwendig (Kirkendall and Garrett 1997).

Die Rezeptoren bestehen aus

- Ruffini Körperchen (Druckrezeptoren, die sehr sensibel auf Streckungen reagieren)
- Vater-Paccini Körperchen (sind bei Bewegung aktiviert) und
- Golgi Sehnen Organe (arbeiten als Mechanorezeptoren).

Des Weiteren gibt es noch freie Nervenendigungen, die als Schmerzrezeptoren dienen (O'Brien 1997).

2. Sehnen

2.1. Mikroskopische Anatomie von Sehnen

Sehnen gehören zum straffen Bindegewebe (Liebich 2004) und bestehen aus einem starken, flexiblen Gewebe, das die Muskulatur mit den Knochen verbindet und somit die Kraft der Muskelkontraktion auf das Skelett überträgt. Sie bilden eine dynamische musklotendinöse Einheit (Zschäbitz 2005). In gesundem Zustand, ist ihre Oberfläche weiß und glänzend (Zschäbitz 2005).

Sehnen bestehen aus parallel angeordneten Kollagenfasern, die netzartig durch elastische Fasern umhüllt sind. Vorherrschend ist das Kollagenmolekül vom Typ I. Dieses bündelt sich zu Kollagenmikrofibrillen, welche sich wiederum zu Kollagenfibrillen zusammenlagern (Zschäbitz 2005). Diese Fibrillen lagern sich zu Kollagenfasern zusammen. Die Kollagenfasern liegen in entspanntem Zustand, leicht wellenförmig angeordnet vor, bedingt durch den Zug der elastischen Fasern. Eine unterschiedliche Anzahl von Kollagenfasern wird durch lockeres Bindegewebe (Endotendineum) als Primärbündel zusammengefasst (Zschäbitz 2005). Das Peritendineum (Endotenon) fasst mehrere Kollagenfaserbündel (Primärbündel) zu Sekundär- und Tertiärbündeln zusammen. Mehrere Tertiärbündel ergeben eine Sehne (Zschäbitz 2005). Das Epiendineum (Epitenon), in welchem Nerven und Blutgefäße verlaufen, umhüllt die gesamte Sehne (Liebich 2004). Es enthält nicht nur Typ I sondern auch Typ III Kollagen (Zschäbitz 2005). Das Epiendineum ist wiederum von einer lockeren, gleitenden Bindegewebsschicht, dem Paratendineum (Paratenon), umgeben (Leonhardt et al. 2003) insofern es nicht von einer Sehnenscheide umgeben ist (Edwards 1946). Diese Schicht befähigt die Sehne dazu im umliegenden Gewebe zu gleiten und führt ebenfalls Blutgefäße. Ein schematischer Aufbau ist in Abbildung 2 zu sehen.

Der Durchmesser der Fibrillen ändert sich in Abhängigkeit von Alter, anatomischer Lage und Trainingszustand. Sehnen junger Tiere haben relativ kleine Fibrillen, Im Laufe des Alters nimmt der Durchmesser der Fibrillen zu (Parry et al. 1978, Koob and Summers 2002).

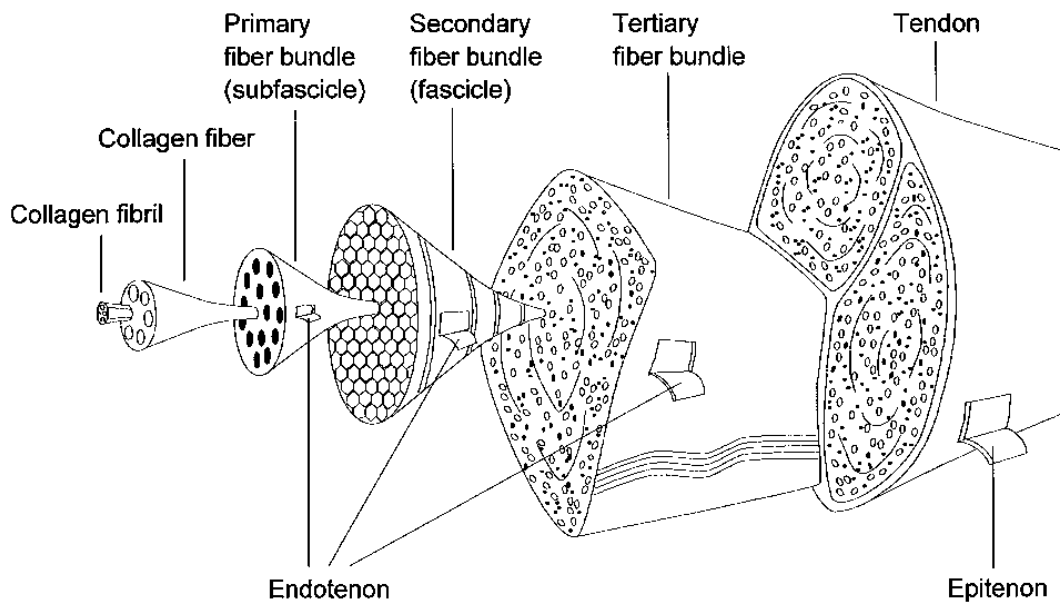


Abbildung 2: Organisation der Sehnenstruktur, Abbildung aus Kannus (2000)

Zu differenzieren sind zwei Arten von Sehnen, die sich in ihrer Struktur und Funktion unterscheiden (Petersen et al. 2002):

1. Zugsehnen
2. Gleitsehnen

Zugsehnen:

Zugsehnen werden in Richtung der Muskelkraft belastet (Zschäbitz 2005). Sie haben einen für Sehngewebe typischen Aufbau (Tillmann and Koch 1995). Sie bestehen hauptsächlich aus Typ I Kollagen, welches dicke Kollagenfasern mit hoher Zugfestigkeit bildet (Gillard et al. 1977). Die Kollagenfasern richten sich in Zugrichtung aus und ordnen sich somit immer parallel zur Längsachse an (Parry et al. 1978). Der Gehalt an Proteoglykanen ist im Vergleich zu Gleitsehnen gering (Gillard et al. 1977). Blutgefäße verteilen sich hier gleichmäßig entlang der Sehne (Petersen et al. 2002).

Gleitsehnen:

Bei Gleitsehnen wird die Verlaufsrichtung der Zugachse durch ein Widerlager umgelenkt. In dieser Region wird die Sehne lokalem, intermittierendem Druck-, Schub- und Scherbelastungen ausgesetzt wodurch sich der histologische Aufbau gegenüber dem der Zugsehne verändert (Benjamin and Ralphs 1998, Petersen et al. 2002). Als Adaption an den Druck und die Scherbewegungen bildet sich

Faserknorpel (Tillmann and Koch 1995, Benjamin and Ralphs 1998). Der Faserknorpel schützt die Sehnen und den Knochen vor Schäden (Benjamin et al. 1995). Normalerweise ist ein avaskulärer Faserknorpel auf der dem Widerlager anliegenden Sehnenoberfläche zu finden (Tillmann and Koch 1995, Petersen et al. 2002), der dem Widerlager abgewandte Teil der Sehne entspricht dem Aufbau einer Zugsehne. Im mittleren Abschnitt befindet sich eine Zone mit Übergängen zwischen Faserknorpel und kollagenfaserigem, straffem Bindegewebe (Tillmann and Koch 1995). Die dem Widerlager zugewandte Seite der Sehne besteht aus einem Netzwerk von retikulären Fasern, die immunohistochemisch Typ III-Kollagen entsprechen. In dieser faserknorpeligen Zone verlaufen die Kollagenfaserbündel schichtweise in unterschiedliche Richtungen. Die sich hier befindlichen Zellen gleichen Chondrozyten (Tillmann and Koch 1995). In der mittleren Zone befinden sich chondroide Zellen und parallelfaserig angeordnete Kollagenfasern nebeneinander, während in der dem Widerlager abgewandten Seite Zellen mit typischer Form von Tenozyten vorkommen. Im äußeren Abschnitt verlaufen die Kollagenfaserbündel, hauptsächlich aus Typ I-Kollagen bestehend, in Zugrichtung. Stellenweise haben die Kollagenfasern ein weniger paralleles Erscheinungsbild und verlaufen zum Teil im 90° Winkel zur Längsachse (Benjamin et al. 1995). Der dem Widerlager zugewandte Teil enthält sowohl Typ I- als auch Typ II-Kollagen (Tillmann and Koch 1995). Der erhöhte Druck im Gleitsehnenbereich führt zu einer Zunahme der Glykosaminoglykane um bis zu 15-20 % (Gillard et al. 1979). Das wiederum führt zu einer verbesserten Wasserbindungskapazität, die den Gleitsehnen hilft, Kompressionen auszugleichen (Gillard et al. 1977). Diese Proteoglykane befähigen die Sehnen, Druck besser Stand zu halten und sind typisch für Knorpel (Benjamin et al. 1995). In der Sehne können die Zellen in unterschiedlicher Anordnung vorliegen. In manchen Gleitsehnenbereichen liegen irregulär angeordnete ovale oder runde Zellen im ECM vor und die Kollagenfibrillen sind verflochten oder bilden ein spiraliges Netzwerk. In anderen Gleitsehnen sind die runden oder ovalen Zellen in Reihen angeordnet und werden von parallelen Kollagenfasern voneinander getrennt. Zudem können Faserknorpelzellen auch im Bindegewebe der Sehnenscheiden, wie z.B. im Epi- und Endotenon vorkommen (Benjamin et al. 1995).

Durch ihre avaskuläre Eigenschaft besitzen die Gleitsehnenbereiche eine eher

schlechte Heilungstendenz (Petersen et al. 2002).

2.2. Bestandteile der Sehne

Sehnen bestehen zu 55-70 % aus Wasser (Kjaer 2004). Die Trockenmasse der Sehne besteht zu 65-80 % aus Kollagen (hauptsächlich aus Typ I ~60 %) und zu 1-2 % aus Elastin (Kannus 2000, Kjaer 2004). Für die Herstellung dieser Stoffe sind Fibroblasten (Tendoblasten und Tendozyten) verantwortlich. Die Einzelheiten werden im Folgenden erklärt.

2.2.1. Zellen

Fibroblasten (Tendoblasten und Tenozyten) machen 90-95 % der Zellen innerhalb der Sehne aus und liegen in longitudinalen Reihen zwischen den Kollagenfasern (Kannus 2000, Franchi et al. 2007, Milz et al. 2009). Sie synthetisieren die Stoffe der Extrazellulärmatrix (Kjaer 2004, Wang 2006, Franchi et al. 2007). Die Zusammensetzung der Extrazellulärmatrix ist elementar für die mechanischen Eigenschaften der Sehne. Wichtig sind hierbei der Gehalt und die Ausrichtung der kollagenen Fasern, die Menge an elastischen Fasern und Proteoglykanen sowie der Wassergehalt (Leonhardt et al. 2003).

Neben den Fibroblasten sind Endothelialzellen und wenige Chondrozyten, hauptsächlich in Bereichen der Gleitsehnen, zu finden (Wang 2006, Franchi et al. 2007). Fibroblasten haben unterschiedliche Erscheinungsbilder, manche sind rundlich andere abgeflacht (Franchi et al. 2007). Im Zugsehnenbereich sind sie eher spindelförmig aufgebaut und haben lange Zytoplasmafortsätze, während sie im Gleitsehnenbereich ein knorpelzellähnliches Aussehen besitzen und in Gruppen zwischen den Kollagenfasern zusammen liegen (Merrilees and Flint 1980). Die Anzahl der Tendoblasten nimmt mit zunehmendem Alter ab und sie werden flacher (Franchi et al. 2007, Milz et al. 2009). Auch die Anzahl der Zytoplasmafortsätze reduziert sich und sie werden kürzer (Milz et al. 2009).

In einer unversehrten Sehne sind die Fibroblasten via Gap Junctions miteinander verbunden (Kjaer 2004, Zschäbitz 2005). Sie bilden so ein dreidimensionales Netzwerk, das die Kollagenfasern umspannt und die Grundlage für Zell zu Zell Interaktionen sowie zwischen Zelle und Kollagen bildet (McNeilly et al. 1996, Kjaer 2004). Im Epitenon und Endotenon befinden sich abgeflachte Zellen. Sie stellen die Verbindung von der Oberfläche der Sehne ins Innere dar und werden auch „internal fibroblasts“ genannt (McNeilly et al. 1996, Milz et al. 2009).

Smith et. al.(1999) zeigten, dass sich in der oberflächlichen Beugesehne mehr Zellen befinden als in der tiefen. Vor allem in der Mitte der Sehnen bei älteren Pferden (> 14 Jahre) war dies signifikant. Bei jungen Pferden konnte kein Unterschied in der Dichte der Zellen festgestellt werden (Smith et al. 1999).

2.2.2. Extrazellularmatrix (ECM)

Die Extrazellularmatrix ist aus Kollagenfasern, elastischen Fasern, der ungeformten Grundsubstanz und anorganischen Komponenten zusammengesetzt (Kannus 2000). Ihre Substanzen werden von Tenozyten produziert und in die ECM abgegeben (Zschäbitz 2005). Die Genexpression und der Stoffwechsel der Tenozyten sind abhängig von verschiedenen Einflussfaktoren sowie von der mechanischen Belastung. Somit variiert auch die Zusammensetzung der ECM. Bindungsproteine (Integrine) sind in der Zellwand verankert und sowohl mit dem extrazellulären Fasersystem, als auch mit dem intrazellulären Zytoskelett verbunden (Zschäbitz 2005). Bei Zug auf die Sehne wird das Kerngerüst mechanisch deformiert. Die mechanischen Signale werden über second messenger in chemische Signale verwandelt und der Metabolismus der Tenozyten entsprechend reguliert. Die Freisetzung von Wachstumsfaktoren oder die intrazelluläre Aktivierung bestimmter Gene regeln so die Zusammensetzung der Proteine in der ECM (Zschäbitz 2005, Kjaer et al. 2006).

2.2.3. Kollagen

Es gibt mehr als 12 verschiedene Typen von Kollagen, die sich in faserformend und nicht-faserformend unterteilen lassen (Kirkendall and Garrett 1997). Typ I, II und III sind faserformendes Kollagen und machen den größten Anteil an Kollagen aus, das in die ECM sezerniert wird und Fasern bildet. Primär kommt in Sehnen Kollagen Typ I vor. Tenozyten synthetisieren Prokollagen, ein Vorläufer Molekül des Kollagens (Kirkendall and Garrett 1997). Prokollagen besteht aus α -Ketten. Jede α -Kette besteht aus sich wiederholenden Sequenzen von drei Aminosäuren. Glycin kommt hierbei mit 33 % am häufigsten vor, gefolgt von Prolin mit 21 %. Die α -Ketten organisieren sich selbst zu Tripelhelices von Prokollagen (Butler et al. 1978). Je nach Kollagen Typ können die α -Ketten gleich oder unterschiedlich sein. Typ I Kollagen besteht aus zwei $\alpha 1$ -Ketten und einer $\alpha 2$ -Kette während Typ II aus drei $\alpha 1$ -Ketten besteht (Hulmes 2002). Vom Golgi-Apparat werden sie in sekretorischen Blasen an die Zelloberfläche transportiert und dort sezerniert

(Butler et al. 1978). Hier wird das Prokollagen gespalten und zu Tropokollagen (Butler et al. 1978, Kirkendall and Garrett 1997). Der abschließende Schritt in der Reifung von Kollagen beinhaltet die Bildung von kovalenten Bindungen zwischen den Fasern. Die Ausbildung dieser kovalenten Bindungen ist für die hohe Zugkraft verantwortlich (Butler et al. 1978).

Heutzutage ist bekannt, dass die Kollagenfasern nicht nur parallel, sondern auch quer und waagerecht verlaufen und sich kreuzen. Sie formen Spiralen und verflechten sich (Kannus 2000). Dieser komplexe Aufbau der Sehne ist für ihre dämpfende Eigenschaft gegenüber Scher-, Rotations- und Zugkräften verantwortlich (Kannus 2000). Es ist wahrscheinlich, dass der innere Aufbau der Sehnen an die optimale Übertragung der Kräfte des Muskels angepasst ist und die Stärke der Sehne optimiert (Kannus 2000).

Ein charakteristisches Phänomen von entspannten Kollagenfibrillen ist das Vorliegen in welliger oder gefalteter („crimping“) Form. Diese wellige Form verschwindet zunehmend je mehr Zug auf die Sehne kommt und stellt sich wieder her sobald die Sehne entlastet ist. (Kannus 2000). Beträgt die Dehnung weniger als 4 % stellt sich die Wellenform wieder her. Überschreitet die Dehnung 4 % entstehen Mikrorupturen und das Gewebe wird vermindert belastbar (Zschäbitz 2005). Die Wellenform stellt sich nicht wieder her und die Spannungs-Dehnungskurve ändert ihre ursprüngliche Form (Kannus 2000). Laut Kannus (Kannus 2000) läuft die Sehne Gefahr zu reißen bei einer Dehnung über 8 %.

Studien haben gezeigt, dass der Querschnitt der Kollagenfibrillen von der Geburt bis hin zum Alter zu nimmt (Parry et al. 1978, Koob and Summers 2002). Gillis et al. (1997) fanden heraus, dass die Querschnittsfläche der Fibrillen im Kern der oberflächlichen Beugesehne, die Querschnittsflächen der anderen Fibrillen in anderen Sehnen oder Regionen übertraf.

Kollagen Typ II kommt hauptsächlich im Knorpel vor (Benjamin and Ralphs 1998). Es kommt in der Sehne hauptsächlich bei der Bildung von Faserknorpel an Gleitsehnenbereichen zum Einsatz oder an Sehneninsertionen am Knochen. Typ III Kollagen spielt wahrscheinlich eine Rolle in der Kontrolle der Fibrillen Durchmesser und formt heterogene Fibrillen mit Typ I und Typ V Kollagen (Benjamin and Ralphs 1998).

2.2.4. **Elastische Fasern**

Elastin ist in Geweben zu finden, die große Längenveränderungen hinnehmen müssen, ohne sich selbst dabei permanent zu deformieren. Es macht nur 1-2 % der Trockenmasse einer Sehne aus (Kirkendall and Garrett 1997).

Ausgereifte elastische Fasern bestehen aus zwei ultrastrukturellen Komponenten, aus einer amorphen zentralen Masse und einem Mikrofibrillensaum (Liebich 2004). Elastische Fasern sind verzweigt und können Netze bilden. Sie sind zugelastisch, d.h. nach einer Dehnung kehren sie in ihre ursprüngliche Form zurück. Oft sind elastische Fasern mit kollagenen Fasern vergesellschaftet und sorgen hier für die Rückkehr der Kollagenfasern in die gewellte Form (Lüllmann-Rauch and Paulsen 2003). Unter Zug verlängern sich die elastischen Fasern und die Kollagenfasern werden allmählich gerade (Lanir 1978). Elastische Fasern sind in der Lage sich um 150 % ihrer Ausgangslänge zu dehnen (Liebich 2004).

2.2.5. **Proteoglykane**

Proteoglykane sind hauptsächlich für die viskoelastischen Eigenschaften der Sehnen zuständig (Milz et al. 2009). Sie bestehen aus einem Proteinkern und Seitenketten aus Zuckern (Glykosaminoglycane GAGs). Die Zuckerketten sind im Aufbau variabel und somit ist eine große Vielfalt, auch innerhalb eines Gewebes möglich. Proteoglykane können in zwei Kategorien unterteilt werden: kleine und große Proteoglykane. Zu den großen Proteoglykanen gehört das Proteoglykan des Knorpels, Aggrekan und das von Fibroblasten abgeleitete Versican. Diese Moleküle haben eine große Anzahl von GAG-Seitenketten. Manche können Aggregate mit Hyaluronsäure bilden. Die GAG Ketten können auf Grund ihrer negativen Ladung große Mengen an Wasser binden. Dies ist nützlich, um Druck besser standhalten zu können. Daher kommen die großen Proteoglykane auch in den Sehnenteilen vor, die großem Druck ausgesetzt sind, wie in den Gleitsehnenbereichen (Smith et al. 2011).

Zu den kleinen Proteoglycanen gehören Decorin, Biglyan, Fibromodulin und Lumican. Sie besitzen meist zwei Seitenketten. Viele dieser Proteoglykane haben sowohl strukturgebende als auch regulatorische Eigenschaften. Das häufigste Proteoglykan in Zugsehnen ist Decorin. Es bindet an Fibrillen von Kollagen Typ I. Es soll für die Regulation des Kollagenfaser Durchmessers und zusammen mit anderen kleinen Proteoglycanen, für die Vernetzung der Fibrillen verantwortlich

sein, was für die Stärke der Sehne ausschlaggebend ist. Versuche in welchen Fibromodulin via „knock out“ ausgeschaltet wurde, führten zu Unterschieden in der Morphologie der Kollagenfasern und zu mechanisch weniger belastbaren Sehnen (Smith et al. 2011).

Gillard und Merrilees (1977) fanden heraus, dass die Konzentration von Glycosaminoglykanen in Gleitsehnenanteilen höher ist als in den Zugsehnenanteilen der Sehnen. Das hier vorherrschende Glycosaminoglykan ist Chondroitinsulfat. Nicht nur der Gehalt an Glycosaminoglykanen ist in dem Gleitsehnenbereich unterschiedlich, sondern auch die Zusammensetzung der Proteoglykane. In Gleitsehnen von Kaninchen zeigten Gillard und Merrilees (1977) einen Gehalt von 0,2 % GAG in Zugsehnen und bis zu 3,5 % in Gleitsehnen in der Trockenmasse. In Zugsehnen ist Dermatansulfat das vorherrschende Proteoglykan in Gleitsehnen dagegen Chondroitinsulfat. Sie schlossen daraus, dass sich die Sehnen durch diese Unterschiede an die verschiedenen Funktionen anpassen. Der höhere Gehalt an Chondroitinsulfat führt zu einem besseren Wasserbindungsvermögen, wodurch die Zellen und das Kollagen Druck besser standhalten können (Gillard et al. 1977). In den Gleitsehnen finden sich dennoch größere Mengen von Hyaluronsäure und Dermatansulfat wieder. Hyaluronsäure stellt die Gleitfähigkeit der Sehne sicher.

Der Anteil von Glycosaminoglykanen innerhalb der Sehnen kann sich ändern. Dies geschieht etwa nach langen und wiederkehrenden Trainingseinheiten oder in der Strecksehne mit zunehmendem Alter. Beide Male nimmt der Anteil an Glycosaminoglykanen ab (Smith et al. 1999).

2.2.6. Cartilage oligomeric matrix protein (COMP)

Cartilage oligomeric matrix protein (COMP) kommt hauptsächlich in Geweben vor, die Druck aushalten müssen (Smith et al. 1999). Welche Funktionen COMP dabei hat ist noch nicht vollständig erforscht. Es bindet an Kollagen und verbindet verschiedene Kollagen Typen miteinander, hat strukturgebende Aufgaben und ist mit den Tenozyten verbunden (Smith et al. 1999). Fehlt COMP, wie es bei einer Erbkrankheit beim Menschen vorkommen kann, so werden die Sehnen und Bänder locker. Daher ist anzunehmen, dass es wesentlich an der Strukturierung der Sehnen beteiligt ist.

Im Laufe des Lebens ändert sich die COMP- Konzentration innerhalb der Sehnen,

in Abhängigkeit von Alter und mechanischer Belastung. Zum Zeitpunkt der Geburt ist die COMP Konzentration noch gering, steigt in der Metakarpalregion der OBS mit Einsetzen der Belastung rapide an und beginnt wieder abzunehmen sobald die Pferde ausgewachsen (2-3 Jahre alt) sind. Ihren Peak erreichen die Werte bei 10 mg/g COMP Konzentration „wet weight“ bzw. 3 % der Trockenmasse. In den folgenden Jahren nimmt die COMP Konzentration in der Metakarpalregion der OBS wieder merklich ab und fällt im Laufe des Lebens wieder nahezu auf dieselbe Konzentration ab wie zur Geburt (Smith et al. 1999).

Im Fesselbereich, einem Gleitsehnensbereich, erreicht die COMP Konzentration nicht solch hohe Werte, dafür nimmt die Konzentration aber mit dem Alter auch nicht wesentlich ab. Es ist anzunehmen, dass die Belastungen von reinem Zug im Bereich des Metakarpus und der Kombination aus Zug und Druck im Fesselbereich Auswirkungen auf die Tenozyten haben und zu unterschiedlichen COMP Konzentrationen führen. (Smith et al. 1999)

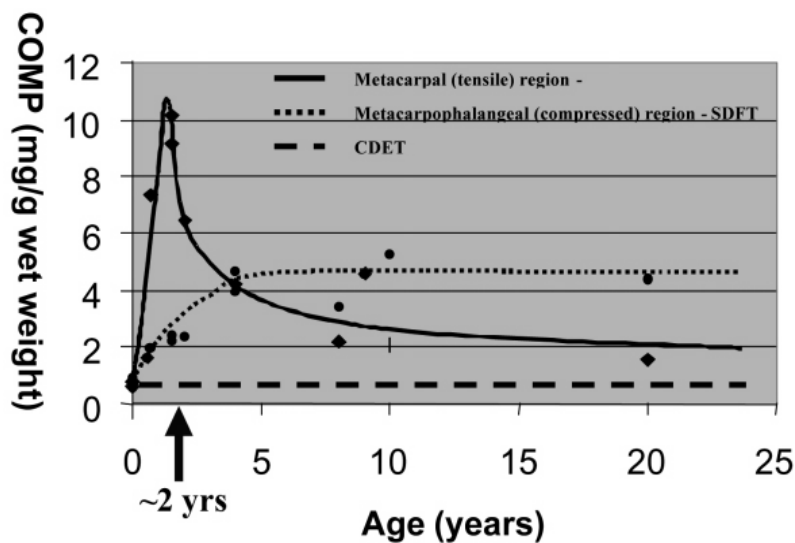


Abbildung 3: COMP-Gehalt in dem Zugsehnens- (metacarpal) und Gleitsehnensbereich (metacarpophalangeal) der OBS sowie dem GZS in Abhängigkeit vom Alter. Im Zugsehnensbereich ist ein nahezu exponentieller Anstieg bis zu zwei Jahren zu sehen, danach folgt ein stetiger Abfall. Der Gleitsehnensbereich zeigt im Gegensatz eine allmählichere Zunahme auf niedrigerem Niveau. Der GZS ändert den COMP Gehalt über die selbe Zeit kaum. Er bleibt nahezu unverändert auf dem gleichen Niveau wie bei einem neugeborenen Fohlen; Abbildung aus : (Smith et al. 2002)

Der Anstieg der COMP Konzentration ist wesentlich mit der Belastung der Gliedmaße nach der Geburt verbunden. Smith (1999) zeigt dies an einem Fohlen, das nach einem Bruch der Gliedmaße selbige über fünf Wochen nicht mehr

belastete. Nach der Euthanasie wurden die COMP Konzentrationen in allen vier Gliedmaßen gemessen. Die unbelastete Gliedmaße hatte eine viermal geringere COMP Konzentration in den Beugeschnen als die kontralaterale, belastete Gliedmaße. Die Strecksehn, welche in beiden Beinen belastet wurden, zeigten keinen Unterschied in ihrer COMP Konzentration (Smith et al. 1999).

Auch Cherdchutham et. al. (1999) zeigten in ihrem Experiment mit Fohlen, die unterschiedlich stark bewegt wurden, eine Differenz in der COMP Konzentration. Die Fohlengruppe mit intensiver Bewegung (Koppelgang) hatte nach fünf Monaten eine deutlich höhere COMP Konzentration als die Fohlengruppe die nur restriktiv bewegt wurde. Nach weiteren sechs Monaten, die die Fohlengruppen zusammen verbrachten und gleichermaßen bewegt wurden, war der Unterschied zwischen den Gruppen nicht mehr signifikant. Daraus ist zu schließen, dass sowohl eine zu geringe Bewegung als auch eine zu extensive (COMP Wert nimmt ab) den Sehn schaden kann (Smith et al. 1999).

2.3. Sehn-Verbindungen

2.3.1. Muskel-Sehn-Verbindung

In dem Bereich in welchem der Muskel in die Sehne übergeht bedarf es besonderer Anpassungsvorgänge. Kontrahiert der Muskel, ist die Sehne großen mechanischen Belastungen ausgesetzt (O'Brien 1997). Um diesen Kräften standhalten zu können bedarf es einer Vergrößerung der Kontaktfläche. Dies wird durch die Ausbildung von zahlreichen sich verzahnenden Fortsätzen gewährleistet. Die Mikrofibrillen in der Basalmembran des Muskels bilden Einstülpungen, in welche die kollagenen Fibrillen der Sehne hineinragen (Zschäbitz 2005). Diese Fortsätze vergrößern die Kontaktfläche zwischen Muskel und Sehne auf das 10-20fache (Lüllmann-Rauch and Paulsen 2003, Zschäbitz 2005). In der Zusammensetzung der Extrazellulärmatrix ändert sich der Gehalt an Proteoglykanen und Bindungsproteinen. Er steigt, denn sie dienen der Verankerung (Zschäbitz 2005). Zudem sind hier Nervenzellen und Golgi Apparate zu finden (O'Brien 1997). Obwohl diese Zone komplex aufgebaut ist, stellt sie eine Schwachstelle dar, in der es immer wieder zu Mikrorupturen kommt (Zschäbitz 2005).

2.3.2. **Knochen-Sehnen Verbindung (Enthese)**

Die Knochen-Sehnen-Verbindung, auch Enthese genannt, wird in zwei Typen unterschieden: Zum einen die fibröse bzw. periostal-diaphysäre (indirekte) und zum anderen die faserknorpelige bzw. chondral-appophysäre (direkte) Insertion am Knochen (Biermann 1957, Benjamin et al. 2002, Zschäbitz 2005). Fibröse Entesen sind dort zu finden, wo Sehnen an eine Diaphyse ansetzen, während faserknorpelige Entesen an Epi- oder Apophysen zu finden sind (Benjamin et al. 1986). Die Diaphyse besitzt im Gegensatz zur Epi- oder Apophyse ein Periost. Das Periost der Diaphyse wird über die desmale Osteogenese angelegt, während bei der enchondralen Osteogenese der Epi- und Apophyse kein Periost gebildet wird (Biermann 1957, Benjamin et al. 2002). Dennoch wird darüber diskutiert ob nicht auch die unterschiedliche mechanische Belastung einen Einfluss auf die Ausbildung der Sehnen-Knochen-Verbindung hat (Benjamin et al. 2002).

Der Übergang von der Sehne in das Knochengewebe, der chondral-appophysären Insertion, kann in vier Zonen unterteilt werden (Benjamin et al. 1986, Benjamin and Ralphs 1998):

1. Sehngewebe
2. Nicht-kalzifizierter Faserknorpel
3. Kalzifizierter Faserknorpel
4. Knochengewebe

Zwischen den beiden avaskulären Zonen aus Faserknorpel befindet sich eine basophile Grenzlinie („Tidemark“), diese bleibt auch nach Mazeration des Weichteilgewebes fest am Knochen haften (Benjamin and Ralphs 1998, Benjamin et al. 2002). Die Kollagenfasern der Sehne setzen sich auch nach der Grenzlinie im kalzifizierten Knorpel fort (Benjamin et al. 2002).

Die Zellen (v.a. Chondrozyten) im nicht kalzifizierten Knorpelgewebe sind rund bis oval und in Reihen organisiert, die durch Kollagenfasern voneinander getrennt sind. Im Gegensatz zu den Zellen in der Sehne sind sie nicht über „Gap-Junctions“ miteinander verbunden (Benjamin et al. 1986, Benjamin and Ralphs 1998). Der Übergang zwischen Sehne zu Knochen ist vor allem hinsichtlich der unterschiedlichen Elastizität der Gewebe von Bedeutung. Die Enthese überbrückt dies geschickt und verhindert so eine Überdehnung der Sehnen.

2.4. Funktion und Belastung von Sehnen

Sehnen werden primär dazu benötigt, die Kraft die vom Muskel ausgeht, auf das Skelett zu übertragen bzw. vom Skelett auf den Muskel (Arnold 1974). Darüber hinaus sind sie in der Lage, Energie zu speichern und diese wieder abzugeben (Shadwick 1990). Um dies leisten zu können, benötigen Sehnen einige Eigenschaften wie Elastizität, Zugfestigkeit, Viskosität und Dehnungsvermögen (Arnold 1974). Sie müssen sich schnell wieder in ihre Ausgangslage zurück stellen können und dennoch eine Verformung zulassen. Dies ist vor allem bei der Fortbewegung wichtig.

Immer wieder wird die Sehne in der Literatur mit einer Sprungfeder oder einem Springstock eines Kindes mit Feder verglichen (Alexander 1984, Shadwick 1990). Landet die Feder auf dem Boden, wird die Masse abgebremst und die Feder komprimiert. Die potentielle kinetische und Gravitationsenergie werden von der Körpermasse auf die Feder übertragen und in elastische Dehnungsenergie umgewandelt. Hebt das Kind zu einem erneuten Sprung ab, verlängert sich die Feder, die gespeicherte elastische Dehnungsenergie wird wieder als potentielle kinetische und Gravitationsenergie frei. Ohne diese Feder würde der Springstock beim Landen auf dem Boden jegliche Energie verlieren (Alexander 1984). Die mechanischen Eigenschaften der Sehne lassen sie daher wie eine biologische Feder wirken. Sie haben eine hohe Elastizität, können Zugkräften gut entgegenwirken, sind sehr dehnbar (~5 %) und belastbar (Shadwick 1990). Dies ermöglichen vor allem der parallele Faserverlauf und die kovalenten Bindungen des Kollagens (Shadwick 1990).

Die Sehnen der Beine und Füße sind in der Lage, die Energie, welche vom Muskel während der Bewegung ausgeht, zu speichern und wieder abzugeben (Shadwick 1990). Die Energie wird gespeichert, wenn der Fuß den Boden berührt und abgegeben, sobald der Fuß den Boden wieder verlässt. Das führt somit zu Energieersparnis. Dies ist auf Grund des elastischen Rückstoßes der Sehne möglich (Shadwick 1990, Roberts 2002). Zudem ermöglichen sie es den Muskelfasern wesentlich gleichmäßiger zu arbeiten, was ebenfalls zu einer Energieeinsparung führt (Roberts 2002). Die Längenänderung in der Sehne führt zu einer Umverteilung der Muskelenergie und gibt den kontraktilen Elementen der Muskulatur die Möglichkeit, sich bei gleichbleibender Geschwindigkeit und Leistung zu verkürzen, unabhängig in welcher Stellung das Gelenk steht (Roberts

2002). Durch die Elastizität der Sehne wird die Längenänderung des Muskels während der Bewegung maßgeblich positiv beeinträchtigt. Ist die Sehne lang und die Muskelfasern kurz, wird mehr Energie in der Sehne gespeichert. Ist hingegen die Sehne kurz und die Muskelfasern lang, wird mehr Energie in den Muskelfasern gespeichert (Alexander 1984). Die Sehne ist in der Lage, bei vollständig aktivem Muskel, im Vergleich zu den Muskelfasern, ein Achtfaches an Energie zu speichern. Sehnen haben, ähnlich wie Gummi, die Fähigkeit, Energie ohne große Verluste zu speichern (Alexander 1984). Ein kleiner Teil (ca. 7 %) der Energie geht durch Wärmeabgabe verloren, der Rest wird bei dem elastischen Rückstoß freigegeben (Alexander 1984). Andere Autoren fanden höhere energetische Verlustwerte heraus, in Zusammenhang mit dem Muskel bis zu ca. 50 % (Shadwick 1990). In Versuchen mit Kängurus wurde gezeigt, dass etwa 20-36 % der Energie in Sehnen gespeichert wird, die ansonsten erneut zum Hüpfen benötigt werden würde (Alexander 1984). Bei laufenden Kamelen sichern die Sehnen bis zu 45 % der ansonsten benötigten metabolischen Energie (Alexander 1984). Pferde sind ebenfalls in der Lage, abhängig von der Gangart und Gewicht des Pferdes, dank der elastischen Energie-Rückgewinnung, große Mengen an metabolischer Energie zu sparen. Im Trab kamen die Werte für die elastische Energie-Rückgewinnung bei leichten Pferden (280 kg) auf 21 % und bei schwereren Pferden (515 kg) auf 45 %, im Galopp waren es 18 % bzw. 64 %. Das wiederum macht eine metabolische Energiegewinnung von rund 43 % bzw. 62 % im Trab und 36 % bzw. 67 % im Galopp aus. Hieraus geht hervor, dass das Prinzip der Sprungfeder - und damit verbunden die Energieersparnis durch die Sehne- in größeren und schwereren Pferden noch effektiver arbeitet als in leichteren, kleinen (Reilly et al. 2007). Die langen Beine der Pferde, zusammen mit der relativ steilen Achse der Beine, verglichen mit anderen Tieren, tragen in gewissem Maße ebenfalls zur Energieeinsparung bei (Reilly et al. 2007). Zudem besitzen Pferde relativ lange Sehnen in den Beinen und die dazugehörigen Muskeln kurze Fasern, was wie oben erwähnt, zu einer effektiveren Energiespeicherung in den Sehnen führt (Alexander 1984, Biewener 1998, Reilly et al. 2007). Hierbei sind die oberflächliche und die tiefe Beugesehne sowie der Fesselträger von besonderer Bedeutung für die Energiespeicherung, sie werden gedehnt, wenn das Fesselgelenk bei der Lastaufnahme gebeugt ist und verhindern zugleich Durchtrittigkeit (Reilly et al. 2007).

2.4.1. **Dynamik der Fortbewegung im Hinblick auf die Funktion der oberflächlichen und tiefen Beugesehne**

Das Überstrecken der distalen Gliedmaße insbesondere des Karpalgelenks wird durch die Haltebänder des Os carpi accessorium und die Unterstützungsbänder der Beugesehnen verhindert. Sie sind bei physiologischer Stellung (Hyperextension im Fesselgelenk) unter Spannung. Der Fesselträger und die beiden Beugesehnen wirken einer Hyperextension entgegen und helfen dabei die Spitzenbelastung während der Bewegung abzufedern. Die beiden Unterstützungsbänder der Beugesehnen unterstützen die Entlastung der Muskeln. Ist das Fesselgelenk gestreckt, stehen der Fesseltrageapparat und die oberflächliche sowie die tiefe Beugesehne unter Spannung (Maierl et al. 2012).

Während der Fortbewegung wird zwischen der Hangbein- und der Stützbeinphase unterschieden. Während der Hangbeinphase ist das Bein weitestgehend entlastet und schwingt nach vorne, dazu werden die Gelenke gebeugt und das Bein leicht angehoben (Maierl et al. 2012). Die oberflächliche Beugesehne ist hierbei für die Beugung des Fessel- und Krongelenks zuständig (Crevier et al. 1994). Dies gleicht einer Pendelbewegung. Gegen Ende dieser Pendelbewegung werden die Gelenke wieder gestreckt, die Gliedmaße verlängert sich und nimmt schräg vorne den ersten Bodenkontakt auf. Die Stützbeinphase beginnt, indem sich der Körper über das Hufgelenk abrollt. Die Gliedmaße ist gestreckt. Im weiteren Verlauf wird der Körper etwas angehoben und das Fesselgelenk überstreckt. Erst kurz vor dem Abheben der Zehe vom Boden werden die oberflächliche Beugesehne und der M. interosseus medius entlastet, während das Hufgelenk maximal gestreckt wird, was wiederum die tiefe Beugesehne und das Unterstützungsband spannt. Die tiefe Beugesehne ist in der ersten Fußungsphase entlastet und nimmt erst in der zweiten Phase Last auf. Daraus folgt ein unmittelbares passives Beugen des Hufes nach dem Abheben und das Beugen aller weiteren Gelenke (Maierl et al. 2012).

Der M. interosseus nimmt die Kraft im ersten Drittel der Stützbeinphase auf, hält diese bis ca. 70 % der Stützphase und steht im letzten Drittel der Stützbeinphase zunehmend weniger unter Belastung. Die tiefe Beugesehne sowie das Unterstützungsband nehmen die Kraft langsamer auf, erreichen ihren Höhepunkt erst nach 75 % der Stützbeinphase, danach nimmt die Kraft rapide ab. Ihr distaler Teil nimmt die Kraft in den ersten 10 % der Stützbeinphase rasch auf, zwischen 20 und 80 % ist die Kraftaufnahme herabgesetzt bis der Höhepunkt bei ca. 82 %

erfolgt, danach fällt die Kraftaufnahme wieder ab. Die oberflächliche Beugesehne nimmt in den ersten 10 % der Stützbeinphase keine Kraft auf, ihren Peak erreicht sie bei ca. 50 % und nimmt dann ebenso gleichförmig wieder ab um bei ca. 90 % der Stützbeinphase nahezu wieder bei einer Belastung von 0 % zu sein (siehe Abbildung 4) (Meershoek et al. 2001).

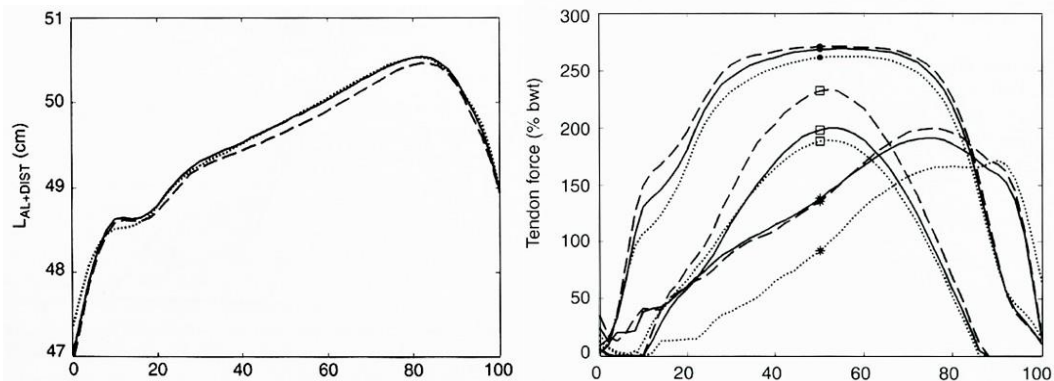


Abbildung 4: Kraftaufnahme der unterschiedlichen Sehnen in Abhängigkeit der Stützbeinphase.

Ausgerechnete Werte für die Kraft des MIO (●), des TBS incl. L.a.(*), der OBS (□) und der vollen Länge des L.a. und dem distalen Anteil der TBS ($L_{AL+DIST}$) im Vorderbein während der Landung. Höhe des Hinderniss: 0,8 m (gepunktete Linie), 1 m durchgängige Linie und 1,2 m gestrichelte Linie. Abbildung aus: (Meershoek et al. 2001)

Im Trab wird die höchste Kraft für die oberflächliche Beugesehne kurz vor der Hälfte der Stützbeinphase erreicht (Abbildung 5 und

Abbildung 6). Der M. interosseus erreicht die maximale Kraft etwa bei 50 % und die tiefe Beugesehne bei ca. 65 % der Stützbeinphase (Meershoek and Lanovaz 2001).

Von Takahashi et. al (2014) wurden etwas andere Werte gemessen. Die Höhepunkte der OBS (4615 N) und des MIO (11957 N) blieben gleich bei ca. 50 % der Stützbeinphase. Der Höhepunkt der TBS (5076 N) wurde bei Takahashi et. al. später erreicht, lag dafür aber über dem der OBS. Diese Resultate gleichen denen von Meershoek und Lanovaz (2001) nicht völlig, die Werte der Höhepunkte sind eher niedriger (Takahashi et al. 2014).

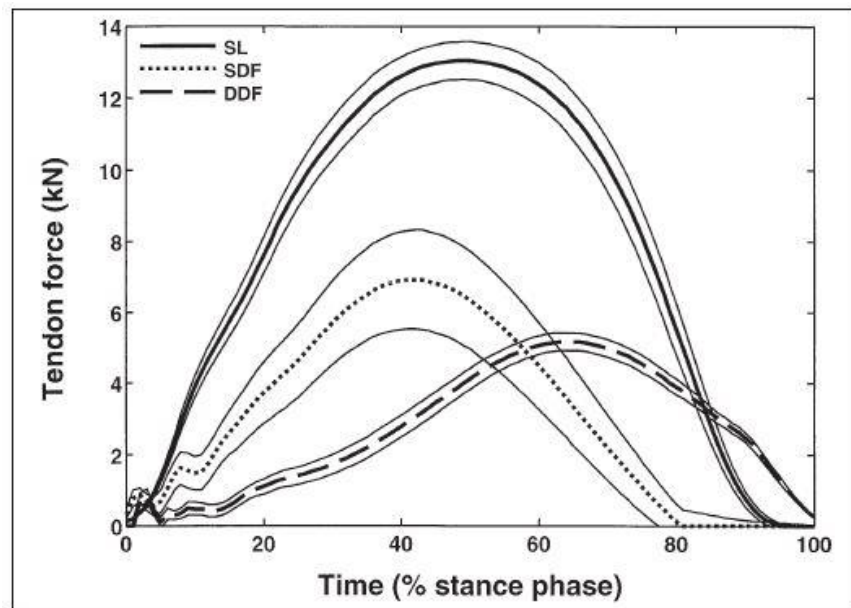


Abbildung 5: Kraftübertragung auf die Sehnen (OBS, TBS und MIO(SL)) während der Standphase im Trab Abbildung aus: Meershoek and Lanovaz (2001).

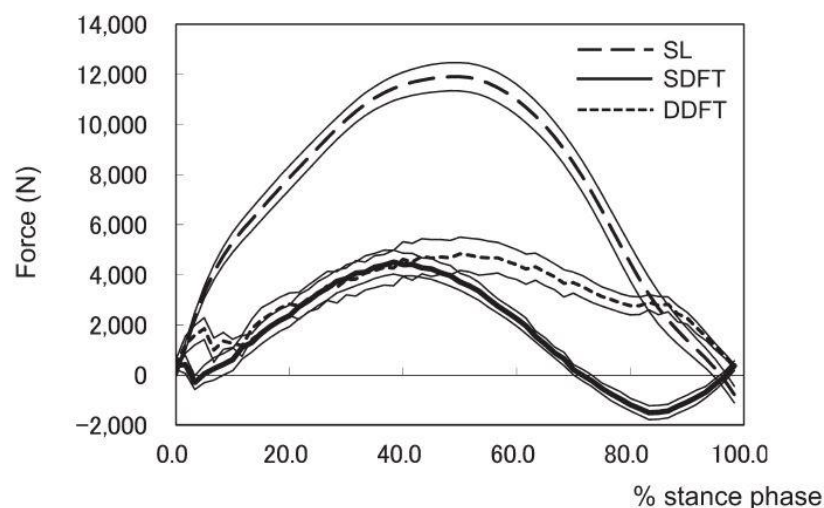


Abbildung 6: Kraftübertragung auf die Sehnen (OBS, TBS und MIO(SL)) während der Standphase im Trab; aus Takahashi et. al. (2014)

Der M. interosseus wird im Schritt bis zu 3,36 % auf ebenem, harten Boden und bis zu 3,44 % auf Sand (Riemersma et al. 1996), 3,7 % (Riemersma et al. 1996) bzw. 4,99 % (Lawson et al. 2007) gedehnt. Im Trab ergaben sich etwas höhere Dehnungswerte von 5,78 % (harter, ebener Boden) und 5,42 % (Sand) (Riemersma et al. 1996) und 6,78 % (Lawson et al. 2007) für den M. interosseus.

Die tiefe Beugesehne erreichte im Schritt Dehnungswerte von 1,15 % (harter, ebener Boden) bzw. 0,93 % (Sand) (Riemersma et al. 1996) über 1,26 % (Riemersma et al. 1996) bis hin zu 5,53 % (Lawson et al. 2007). Im Trab steigen die Dehnungswerte nur minimal auf 1,7 % (harter, ebener Boden) bzw. 1,6 % (Sand) (Riemersma et al. 1996) bzw. 5,39 % (Lawson, 2007) an.

Das Unterstützungsband der tiefen Beugesehne erzielt Dehnungswerte von 5,36 % (ebener, harter Boden) bzw. 4,52 % (Sand) (Riemersma et al. 1996) bis hin zu 5,4 % (Riemersma et al. 1996). Im Trab fielen die Werte leicht auf 4,88 % (harter, ebener Boden) bzw. 4,35 % (Sand) (Riemersma et al. 1996).

Die oberflächliche Beugesehne bekam im Schritt Dehnungswerte von 2,19 % (ebener, harter Boden bzw. 2,13 % (Sand)) (Riemersma et al. 1996) über 2,36 % (Riemersma et al. 1996) bis hin zu 6,71 % (Lawson et al. 2007). Im Trab ist die Dehnung deutlich höher, hier gelten Werte von 4,15 % (ebener, harter Boden) bzw. 3,99 % (Sand) (Riemersma et al. 1996) bis hin zu 8,49 % (Lawson et al. 2007).

Die geringeren Dehnungswerte in der Untersuchung von Riemersma et al. (1996) auf Sandboden lassen sich damit erklären, dass der sandige Untergrund verformbar ist. Dadurch kann sich der abrollende Huf rotieren und die Sohle steht stets senkrecht zum Kraftvektor.

In Untersuchungen von 2010 (Takahashi et al.) wurden Kraftmesser in die OBS implantiert und die Belastung in verschiedenen Gangarten gemessen. Daraus ergaben sich folgende Werte: Schritt 3,1 kN, Trab 5,7 kN und für den Arbeitsgalopp 7,3 kN für das führende Vorderbein und 6,45 kN für das folgende Vorderbein. Bei Meershoek and Lanovaz (2001) ergaben sich Werte für den Trab bei ca. 7 kN. Bei Butcher (2007) lagen die Werte für die OBS im Mittel (keine Höchstwerte) bei ca. 3,8 kN im Schritt, im Trab bei ca. 6 kN und für den Arbeitsgalopp bei ca. 5,1 kN.

Die tiefe Beugesehne erreichte mittlere Werte von im Schritt bei 1 kN, im Trab 1,5 kN und im Arbeitsgalopp bei 2,4 kN (Butcher et al. 2007).

Vergleichswerte in vivo für den gemeinsamen Zehenstrecker, in allen Gangarten, den M. interosseus und das Unterstützungsband im Galopp und weitere Werte für die tiefe Beugesehne konnten zu diesem Zeitpunkt im Rahmen der Literaturrecherche nicht gefunden werden.

2.5. Biomechanik der Sehnen

In der Vergangenheit wurden zahlreiche Untersuchungen zu den biomechanischen Eigenschaften der Sehnen durchgeführt. Für die Darstellung der „in vitro“ Eigenschaften hat sich hierbei vor allem das Kraft-Längenänderungs-Diagramm etabliert (Arnold 1974). Dabei sind das Kraft-Längenänderungs-Diagramm und auch die Reißfestigkeit von der Längenzunahmegeschwindigkeit abhängig (Arnold 1974). Das Kraft-Längenänderungs-Diagramm entsteht bei erzwungener Längenänderung mittels Kraftzu- bzw. -abnahme (Arnold 1974).

Typisch für ein Kraft-Längenänderungs-Diagramm ist der nicht lineare, konvexe Anfangsteil, gefolgt von einem mittleren, nahezu linearen Bereich der durch einen konvexen, kurzen, nicht linearen Bereich abgelöst wird, bevor das Maximum erreicht ist (Abbildung 7). Vor Erreichen des Maximums können Zackenbildungen an der Kurve entstehen. Diese sind auf das Reißen einzelner Kollagen-Fasergruppen zurück zu führen. Ist das Maximum überschritten, kommt es zu einem weiteren stufenförmigen Bruch von Fasergruppen. Die geringe verbleibende Restkraft ist auf die elastischen Fasern zurück zu führen (Arnold 1974). Aufgrund ihres multifilen histologischen Aufbaus lässt sich das Reißen in mehreren Phasen erklären (Abbildung 7).

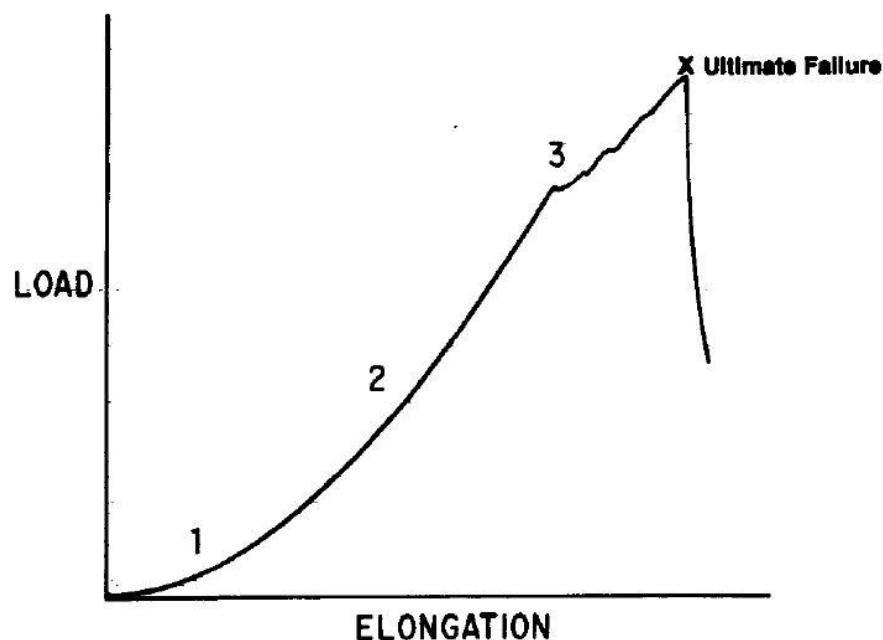


Abbildung 7: Kraft-Längenänderungs-Diagramm; 1: nichtlinearer Anfangsbereich, 2: nahezu linearer Mittelteil 3: nicht lineare Zackenbildung vor Erreichen des Maximums x: Maximum und hier zugleich Reißen der Sehne; Abbildung aus: (Kirkendall and Garrett 1997)

Kirkendall and Garrett (1997) erklären die unterschiedlichen Phasen der Kurve in Abhängigkeit des histologischen Aufbaus folgendermaßen: Der nicht lineare Anfangsteil entsteht durch das Strecken der zunächst wellig vorliegenden Fasern. Der lineare Teil kommt durch die Dehnung der helikalen Strukturen zustande. Zum Ende des linearen Teils beginnt das Zerreißen der kollagenen Fasern, das in der völligen Ruptur der Sehne endet.

Die weiteren Materialeigenschaften sind typisch für Sehnen:

Höchstlast oder Bruchlast: F_{\max} in N (Newton)

Ist die Kraft, die am höchsten Punkt des Kraft-Längenänderungs-Diagramm gemessen wird (Arnold 1974).

Zugfestigkeit : $F_{\max}/\text{Querschnitt}$ in N/mm^2 (MPa)

ist der Quotient aus der maximalen Kraft und der Ausgangsquerschnittsfläche (Arnold 1974).

Zugbelastbarkeit: F_{\max}/KGW in N/kg

Quotient aus Höchstlast und Körpergewicht (KGW) (Reese 1995).

Elastizitätsmodul E: $\text{Spannung}/\text{Dehnung} =$

$$(\text{F}_{\max}/\text{Querschnitt}) / (\text{Längenänderung}/\text{Länge}) \text{ in } \text{N}/\text{mm}^2 \text{ (MPa)}$$

Beschreibt die Steifheit eines Materials in Ausdehnungsrichtung und somit die Änderung der Spannung aufgrund der Dehnung (Oertel Jr and Ruck 2012). Der Elastizitätsmodul ermöglicht einen Vergleich zwischen den Sehnen unabhängig vom Querschnitt. Steifes Gewebe besitzt ein hohes E-Modul (Heinemeier and Kjaer 2011).

Biomechanische Werte aus vorhergegangenen Studien:

Crevier et al. (1996) erstellten folgende Werte für die oberflächliche Beugesehne: Die Bruchlast wurde für die gesamte Sehne bestimmt und erreichte Werte von 12356 ± 1333 N. Im weiteren Verlauf wurden sieben Teile der Sehne, von distal des Karpus bis proximal der Insertion untersucht. Hierbei ergaben sich für den Metakarpalbereich Werte der durchschnittlich erreichten Zugfestigkeit von $109 \pm 8,4$ MPa, für den Bereich des Fesselgelenks $66 \pm 8,8$ MPa. Die maximale Dehnung bei Ruptur lag im Metakarpalbereich bei ca. 12 % und im

Fesselgelenksbereich bei ca. 9 %. Der E-Modul wurde mit einer eigen entworfenen Formel berechnet und beträgt im Metakarpalbereich 1189 +/- 63 MPa und im Fesselgelenkbereich 1002 +/- 161 Mpa.

Tabelle 1: Werte von Crevier et al. (1996)

Bereich	Bruchlast (N)	Mittlere Zugfestigkeit (MPa)	Mittlere max. Dehnung (%)	Mittlerer E- Modul (MPa)
OBS gesamt	12356 +/- 1333			
OBS Metakarpalbereich		109 +/- 8,4	12	1189 +/-63
OBS auf Höhe des Fesselgelenks		66 +/- 8,8	9	1002 +/- 161

Cherdchutham (2001b) fand für die oberflächliche Beugesehne fünf Monate alter Fohlen mit verschiedenen Haltungsformen folgende Werte heraus: Die Werte der elf Monate alten Fohlen liegen nahe bei denen erwachsener Pferde.

Tabelle 2: Werte von Cherdchutham (2001b)

Fohlen	Durchschnittliche Bruchlast (Fmax) (kN)	Mittlere Zugbelastbarkeit (N/kg)	Maximale Dehnung (%)	CSA (mm²)
5 Monate:				
Weidegang	9,3 +/- 1,3	37 +/- 3	11-12	102 +/- 26
Bewegung	7,4 +/- 1,8	29 +/- 7	11-12	68 +/- 9
Stallruhe	7,4 +/- 0,8	28 +/- 2	11-12	63 +/- 6
11 Monate:				
Weidegang	11,5 +/- 1,1	32 +/- 3	11-12	115 +/- 11
Bewegung	11,6 +/- 0,6	32 +/- 2	11-12	103 +/- 11
Stallruhe	12,4 +/- 1,3	33 +/- 2	11-12	118 +/- 20

Reutter (2014) fand folgende mittlere Werte:

Tabelle 3 : Werte von Reutter (2014)

Bereich	Durchschnittliche Bruchlast (Fmax) N	Mittlere Zugfestigkeit (N/mm²)	Mittlerer E-Modul (N/mm²)	Mittlerer Zugbelastbarkeit N/kg
OBS Zugsehnen- anteil	11189,27 +/- 3449,45	118,73 +/- 32,89	369,71 +/- 98,83	21,44 +/- 4,37
OBS Gleitsehnen- anteil	14522,41 +/- 3879,52	87,56 +/- 17,89	274,1 +/- 50,95	28,14 +/- 5,96
TBS Zugsehnen- anteil	12011,64 +/- 3569,75	138,49 +/- 22,88	453,35 +/- 90,12	23,08 +/- 4,8
TBS Gleitsehnen- anteil	16445,82 +/- 4272,88	80,55 +/- 9,5	258,87 +/- 46,88	32,56 +/- 8,52
Lig.acc.	6456,48 +/- 2232,05	51,59 +/- 10,28	154,5 +/- 36,45	12,44 +/- 3,28
GZS	4058,0 +/- 1189,45	148,72 +/- 20,91	495,95 +/- 144,55	7,86 +/- 1,73

Reutter (2014) fand heraus, dass die faserknorpeligen Anteile (Gleitsehnenbereiche) im Mittel eine signifikant höhere Bruchlast erzielen, als die parallelfaserigen Zugsehnenbereiche. Die höchsten Werte erzielte der Gleitsehnenbereich der TBS. Der gemeinsame Zehenstrecker erreichte die geringsten Werte der Bruchlast, das Ligamentum accessorium liegt im mittleren Bereich der Bruchlast.

Zudem fand Reutter (2014) bei den Sehnen keine Abhängigkeit zum Alter, dafür aber eine hochsignifikante Abhängigkeit zur Körpermasse heraus.

2.6. Alterung und Training

2.6.1. Alterung

Im Embryo entstehen Sehnen, ebenso wie Muskeln, Knochen und Knorpel aus dem Mesenchym (Sadler and Langman 2003). Dieses entstammt aus dem paraxialen Mesoderm (Koob and Summers 2002). Die mesenchymalen Vorläuferzellen (Stammzellen) sind noch in der Lage, sich in verschiedene Gewebe zu differenzieren. Zunächst erfolgt die Sehnenentwicklung unabhängig von mechanischer Belastung. Um sich aber adäquat entwickeln zu können ist Zug nötig. Dieser Zug wird durch den wachsenden Knochen sowie durch mechanischen Zug gegeben (Frankewycz 2013).

In Feten von 17 Tage alten Kaninchen enthalten die Pattelarsehnen hauptsächlich Kollagen Typ I, III und V. Ab dem 25 Tag war kein Typ III Kollagen mehr zu finden. Es wird angenommen, dass Typ III Kollagen die Durchmesser der kollagenen Fasern reguliert. Bis ca. 14 Wochen post Partum ist in der Sehne der Kaninchen mRNA für Typ I Kollagen zu finden. Daraus wird geschlossen, dass es bis zu diesem Zeitpunkt noch aktives Wachstum gibt (Bland and Ashhurst 1997). Bei den jungen, aber ausgewachsenen, Kaninchen enthält die Sehne im Endotendineum Typ III und V Kollagen, diese umhüllen die Faserbündel die aus Typ I und V Kollagen aufgebaut sind (Bland and Ashhurst 1997).

Fetale, neugeborene und adulte Beugesehnen des Rindes wurden hinsichtlich ihrer histologischen Unterschiede untersucht (Perez-Castro and Vogel 1999). Im Gleitsehnenbereich der tiefen Beugesehne ist beim Fetus, im Gegensatz zum Adulten, noch kein Faserknorpel zu finden. Die faserknorpeligen Anteile der adulten Sehnen haben hohe Gehalte an Kollagen Typ I und II, Decorin, Biglycan und Aggrecan. Dies führt zu der Annahme, dass auch noch in den Sehnen der adulten Rinder dynamische Prozesse stattfinden (Perez-Castro and Vogel 1999).

Die Sehnen der Feten haben charakteristischerweise eine hohe Dichte an Zellen, die sich im Zug- oder Gleitsehnenbereich nicht merklich voneinander unterscheiden. Bei den Sehnen der Neugeborenen findet bereits eine Differenzierung insofern statt, dass die Zellen in den Gleitsehnenbereichen etwas rundlicher sind. Erst in den adulten Sehnen ist die Unterscheidung deutlich. Im Zugsehnenbereich der adulten Rindersehne finden sich hauptsächlich längliche Zellen und parallele Faserbündel aus Kollagen Typ I. Im Gleitsehnenbereich

dagegen sind die Zellen rundlich. Die extrazelluläre Matrix besteht aus einem Netzwerk von Kollagenfasern und Aggrecan. Aggrecan sammelt sich während der ersten Wochen post partum in den Sehnen an und erreicht nach 6-12 Monaten den Gehalt einer adulten Sehne (Perez-Castro and Vogel 1999).

Kollagen Typ I, Decorin und Biglycan sind in den Sehnen der Feten und Neugeborenen stark exprimiert, Aggrecan hingegen nicht. Die hohe Expression von Kollagen Typ I in den fetalen und neugeborenen Sehnen ist in einem sich entwickelndem und wachsendem Gewebe zu erwarten. Im Zugsehnenbereich der adulten Sehnen gibt es kein Anzeichen für das Vorkommen von Proteoglykanen, ganz im Gegensatz zu den Gleitsehnen, bei welchen alle drei besprochenen Proteoglykane in hohen Anteilen vorliegen (Perez-Castro and Vogel 1999).

Die histologischen Untersuchungen von Reutter (2014) ergeben beim gemeinsamen Zehenstrecker über alle Altersstufen hinweg einen reinen Zugsehnen-Aufbau mit parallelem Faserverlauf, leicht gewellten kollagenen Fasern und schlanken spindelförmigen Tendinozyten. Anzeichen von chondroiden Zellen oder Knorpelgrundsubstanz finden sich keine. Im Zugsehnenbereich der oberflächlichen Beugesehne im neonatalen Alter liegen stärker gewellte Fasern als im Alter vor, wo die Fasern nahezu gerade verlaufen. Die Tendinozyten der neonatalen Pferde sind flach und spindelförmig. Im Gleitsehnenbereich der oberflächlichen Beugesehnen lassen sich bei den Neugeborenen im Gegensatz zu jungadulten Pferden (3,5 Jahre) keine sauren Mucopolysaccharide anfärben. Eine Knorpelgrundsubstanz ist demnach beim neonatalen Fohlen nicht nachgewiesen.

Im Zugsehnenbereich der tiefen Beugesehne fallen bis auf die Anzahl der Tendinozyten, die bei dem Neonatalen höher ist als bei Erwachsenen, keine weiteren signifikanten Unterschiede auf. Im Gleitsehnenbereich der tiefen Beugesehne dagegen lassen sich bereits, im Gegensatz zum Gleitsehnenbereich der oberflächlichen Beugesehne, neutrale und saure Mucopolysaccharide anfärben. Knorpelgrundsubstanz und chondroide Zellen sind beim 5-Tage alten Fohlen noch nicht zu sehen. Diese sind erst beim jungadulten Pferd (3,5 Jahre) zu finden (Reutter 2014). Der stark wellenförmige Verlauf und viele flache, spindelförmige Tendinozyten sind auch in diesem Bereich beim neonatalen Fohlen zu finden. Das Unterstützungsband der tiefen Beugesehne beinhaltet viele elastische Fasern und weist beim neonatalen Fohlen einen stark wellenförmigen Verlauf der Kollagenfasern auf. Chondroide Zellen und saure

Mucopolysaccharide können erst bei erwachsenen Pferden nachgewiesen werden (Reutter 2014).

Webbon (1978) fand heraus, dass der laterale Anteil der oberflächlichen Beugesehne mehr Zellen erhält als der mediale Teil. Zudem sind die oberflächlichen Beugesehnen von jungen Pferden (Fohlen bis hin zu 2 Jährigen) zellreicher als die älterer Pferde (Webbon 1978, Crevier-Denoix et al. 1998). Der durchschnittliche Querschnitt der Fibrillenbündel der Sehne ist in jüngeren Pferden deutlich größer als bei älteren Pferden (> 3 Jahre). Gillis et. al. (1997) führten dies auf die wachsende Organisation und den höheren Anteil an Quervernetzungen innerhalb der Sehne mit steigendem Alter zurück und dies führt ebenso zu einem höheren Elastizitätsmodul im erwachsenen Alter. Der Kollagenfaserbündel Durchmesser von neonatalen Pferden lag deutlich unter dem der ausgewachsenen Pferde (Patterson-Kane et al. 1997). Bei neonatalen Pferden sind der durchschnittliche Winkel der welligen Fasern sowie deren Länge deutlich größer als der Winkel und die Länge der adulten Pferde (Patterson-Kane et al. 1997). Auch Crevier-Denoix et. al. (1998) fanden einen höheren Grad an Wellenform der Fasern in Fohlen als in erwachsenen Pferden und eine signifikante Abnahme mit zunehmendem Alter der Faser - Wellenform.

Der gemeinsame Zehenstrecker, die oberflächliche Beugesehne sowie der Fesselträger zeigen beim Fetus sowie beim Neugeborenen keine Unterschiede hinsichtlich der Faser-Durchmesser-Verteilung, des Kollagengehalts und des Diameters der kollagenen Fasern (Parry et al. 1978, Patterson-Kane et al. 1997). Auch Smith et. al. (2002) schreiben, dass die Sehnen bei Neugeborenen über die gesamte Länge homogen aussehen und noch keine Adaption an das Tragen von Gewicht stattgefunden hat. Erst durch die Stimulation durch Bewegung und Lastaufnahme in Form des eigenen Körpergewichts findet diese Adaption der Sehnen statt (Smith et al. 2002). Der Kollagengehalt nimmt zwischen der Geburt und dem Erwachsenenalter zu (Haut et al. 1992), bleibt dann eine Zeit lang konstant und fällt mit zunehmendem Alter langsam wieder ab (Parry et al. 1978). Die Entwicklung der elastischen Fasern dagegen verläuft anders, bereits in den Sehnen von Feten sind die elastischen Fasern schon gut entwickelt und haben einen hohen Anteil an Elastin (Parry et al. 1978). Im gemeinsamen Zehenstrecker bleibt die Verteilung des Durchmessers, wie beim Fetus, unimodal. Die Beugesehnen sowie der Fesselträger hingegen erfahren eine bimodale Verteilung

des Faserdurchmessers mit zunehmendem Alter (Parry et al. 1978).

Auch Shadwick (1990) fand heraus, dass die Beuge- und Zugsehnen von Schweinen nach der Geburt zunächst nicht zu unterscheiden sind. Ihre mechanischen Eigenschaften variieren jedoch von denen adulter Schweine. Die Sehnen der neugeborenen Schweine sind dehnbarer und haben eine höhere mechanische Hysterese, dafür aber ein geringeres Elastizitätsmodul, geringere Reißfestigkeit und ein geringeres Vermögen, elastische Energie zu speichern (Shadwick 1990). Woo et al. (1986) kamen auf ähnliche Ergebnisse bei Versuchen mit Bändern von Kaninchen. Die maximale Belastung, Verformung und Energieabsorption nahm während des Wachstums rapide zu (Woo et al. 1986). Auch bei Versuchen mit Achillessehnen von Kaninchen zeigten sich Unterschiede vom wachsenden zum ausgewachsenen Tier. Der Durchmesser der Sehnen nimmt mit dem Alter zu, ebenso die maximale Kraft und die Reißfestigkeit sind in den ausgewachsenen Sehnen deutlich höher als in denen der jungen Tiere (Nakagawa et al. 1996). Auch die Patellarsehne von Hunden gewinnt im Laufe der Entwicklung an Steifheit und Stärke (Haut et al. 1992).

Die Sehnen der Neugeborenen sind relativ schlechte biologische Federn. Während des Wachstums werden die Sehnen stärker, steifer, belastbarer und weniger dehnbar, dies ist vor allem in den Beugesehnen stärker ausgeprägt als in den Strecksehnen (Shadwick 1990). Die Beugesehnen der erwachsenen Schweine sind doppelt so reißfest, der Elastizitätsmodul doppelt so hoch und nur die Hälfte der Dehnungsenergie geht, im Vergleich zu den Strecksehnen, dank der höheren Steifheit verloren (Shadwick 1990). Dies spricht dafür, dass die Beugesehnen die besseren federnden Eigenschaften besitzen und in der Lage sind, mehr Energie zu speichern. Zudem fällt ein höherer Wassergehalt in den Sehnen der neugeborenen Schweine auf. Dies lässt darauf schließen, dass der Kollagengehalt während des Wachstums zunimmt (Shadwick 1990). Das, zusammen mit einer höheren Anzahl an Quervernetzungen zwischen den Fasern (Gillis et al. 1997, Patterson-Kane et al. 1997), kann die verschiedenen mechanischen Eigenschaften der Sehnen von der Geburt bis zum Erwachsensein erklären (Shadwick 1990). Bei Vermessungen der Winkel des Fessel- und Hufgelenks in Abhängigkeit zum Alter der Pferde ließen sich Rückschlüsse auf die Steifheit bzw. auf die Dehnfähigkeit der Sehnen schließen. Bei jungen Pferden (3-35 Monate) nimmt die Dehnfähigkeit der Sehnen ab, die Steifheit zu, der Gelenkwinkel nimmt ab. Bei erwachsenen Pferden

(3-8 Jahre) bleibt die Dehnfähigkeit nahezu gleich und somit auch der Gelenkwinkel, während die Steifheit bei alten Pferden (8-17 Jahre) wieder nachlässt und zu einer Zunahme der Winkel führt (Addis and Lawson 2010). Wie auch Smith et.al. (2002) kommen Addis und Lawson (2010) zu dem Schluss, dass die Sehnen der Pferde zwischen dem 24. und 36. Lebensmonat die optimale Steifheit erreicht haben.

Die Alterung hat Auswirkungen auf die Sehnen hinsichtlich ihrer Stärke, dem Elastizitätsmodus und der Fähigkeit, Energie zu speichern (Gillis et al. 1995). Gillis et. al. (1995) stellten eine signifikante Korrelation zwischen dem Alter und dem Elastizitätsmodul in der OBS von Pferden her. Andere Studien fanden heraus, dass sich die Sehne bis zur Reife (ausgewachsen sein) hinsichtlich Stärke, Elastizitätsmodul und Energiespeicherung entwickelt und diese Module zunehmen, im weiteren Alter (> 15 Jahren) jedoch wieder ab (Gillis et al. 1995). Der Elastizitätsmodul der OBS ist bei zwei Jahre alten Pferden noch nicht auf dem Höhepunkt angekommen, sondern erreicht diesen erst dreijährig oder älter (Gillis et al. 1995). Gillis et. al. (1995) fanden keine Korrelation zwischen Stärke, der Fähigkeit Energie zu speichern und dem Alter heraus.

2.6.2. **Training**

Zu den Effekten, die Training auf Sehnen haben, gibt es bereits einige Studien in unterschiedlichen Altersstufen mit unterschiedlichen Ergebnissen. Wurden etwas ältere Pferde (Birch et al. 1999) trainiert (> 18 Monate), waren die Ergebnisse zwischen den beiden Gruppen („Intensives Training“ gegen „Bewegung“) weniger signifikant als bei Pferden die bereits mit wenigen Monaten oder Wochen trainiert wurden (Smith et al. 1999, Cherdchutham et al. 2001, Cherdchutham 2001b, Kasashima et al. 2002, Moffat et al. 2008). Hier wird vor allem auf die Studien, die sich mit Fohlen beschäftigen hingewiesen.

Birch et al. (1999) unternahmen eine Kurz- und eine Langzeit Studie mit Pferden, die zu Beginn des Trainings ca. 18 Monate alt waren. Die Pferde der Kurzzeitstudie wurden über fünf Monate trainiert, die der Langzeitstudie über 18 Monate. Eine Vergleichsgruppe bekam lediglich in einer Führmaschine Bewegung. Es gab keine signifikanten Unterschiede nach dem Langzeittraining im Querdurchmesser der OBS; TBS, Lig.acc und dem GZS zwischen den Gruppen. Die TBS nahm jedoch an Masse zwischen dem 2. und 3. Lebensjahr zu.

Bei der Kurzzeitstudie wies der GZS in der intensiv trainierten Gruppe einen größeren Querdurchmesser auf, als in der untrainierten Gruppe. Birch et. al. nahmen an, dass der GZS und die TBS, im Gegensatz zur OBS, mit zwei Jahren noch nicht völlig ausgereift sind (Birch et al. 1999, Smith et al. 1999). Auch Smith et. al. (1999) fanden keine erheblichen Unterschiede zwischen der intensiv trainierten und untrainierten Gruppe hinsichtlich der biomechanischen, morphologischen („Crimp angle“), histologischen Eigenschaften und der Querschnittsfläche der Sehne bei Pferden, die mit ca. 20 Monaten mit dem Training begannen (Smith et al. 1999). Zwischen dem 12. und 18. Lebensmonat wurden keine erheblichen Zunahmen der Querschnittsfläche der OBS mehr beobachtet (Moffat et al. 2008). Ein Unterschied zwischen den Gruppen der Langzeitstudie war ein reduzierter durchschnittlicher Fibrillendurchmesser ausschließlich im Zentrum der OBS bei den trainierten Pferden (Smith et al. 1999). Bei den Fohlen mit fünf Monaten hatte das frühe Training einen reduzierenden Einfluss auf den Durchmesser der Kollagenfibrillen (Smith et al. 1999). Smith et al. (1999) schlossen aus ihrer Studie, dass die Sehnen ihre Anpassungsfähigkeit an Training und Last mit Abschluss der Skelettreife verlieren bzw. diese nur noch eingeschränkt vorhanden ist (Smith et al. 1999). Cherdchutham et. al. (Cherdchutham et al. 1999, Cherdchutham et al. 2001, Cherdchutham 2001b) unternahmen Untersuchungen an Fohlen. Sie teilten sie in drei Gruppen ein (Weidegang, Box und Bewegung und nur Boxenruhe) bis zum Absetzen mit fünf Monaten verblieben sie in diesen Haltungsformen. Danach, zwischen fünf und elf Monaten, wurden die übrig gebliebenen Fohlen zusammen in einem Laufstall mit Paddock untergebracht. Bei den Fohlen mit Bewegung wurde nach fünf Monaten ein höherer Zellgehalt, höhere Gehalte an Glycosaminoglycanen und Hyaluronsäure gemessen, fielen aber in den weiteren sechs Monaten wieder ab. Die Werte der ehemaligen Gruppe mit Boxenruhe und der mit Weidegang waren sehr ähnlich, während die GAG-Werte der Fohlen mit Bewegung erniedrigt waren. Der COMP Gehalt war nach fünf Monaten sehr unterschiedlich und am höchsten bei den Fohlen mit Weidegang, am niedrigsten bei den Fohlen bei Boxenruhe mit Training (Cherdchutham et al. 1999). Mit zwei Monaten gab es noch keine Unterschiede im Durchmesser der Kollagenfibrillen zwischen den Gruppen. Nach fünf Monaten nahmen die Werte für dünne Fibrillen in den beiden Gruppen mit Bewegung zu, die Werte der Gruppe mit Boxenruhe erhöhte sich erst nach dem Absetzen mit Beginn der Bewegung (Cherdchutham et

al. 2001). Die Fohlen wurden für eine zweite Studie genutzt, nun hinsichtlich der biomechanischen Eigenschaften (Cherdchutham 2001b). Die Querschnittsfläche der OBS der fünf Monate alten Fohlen mit Weidegang war im Vergleich zu den anderen Gruppen größer, die durchschnittliche Bruchlast und Zugbelastbarkeit war höher (Tabelle 2). Die elf Monate alten Fohlen hatten keine erheblichen Unterschiede mehr in der Querschnittsfläche, durchschnittlichen Bruchlast und Zugbelastbarkeit. Jedoch nahmen die Werte der Zugbelastbarkeit der auf der Weide gehaltenen Fohlen ab, während die der beiden anderen Gruppen zunahmen. Die Werte für die Dehnungsspannung waren für die Weidegruppe am geringsten, konnten aber durch die größere Querschnittsfläche der Sehnen ausgeglichen werden, weswegen die Sehne der Fohlen mit Weidegang alles in allem als am Stärksten erachtet wurden (Cherdchutham 2001b). Kasashima et al. (2002) fanden in ihrer Studie mit Fohlen zwischen zwei und 15 Monaten, die auf der Weide und auf der Weide mit zusätzlichem Training gehalten wurden, dass sich die Querschnittsflächen der beiden Gruppen zum Teil unterscheiden. Die Gruppe mit der zusätzlichen Bewegung entwickelte zu bestimmten Zeitpunkten deutlich größere (fast 50 % zum Ende der Studie) Querschnittsflächen der OBS als die Kontrollgruppe (Kasashima et al. 2002). Deutlich wurde auch hierbei, dass sich die Querschnittsflächen der Fohlen mit steigendem Alter zunehmen (Kasashima et al.). Auch Moffat et al. (2008) fanden in ihrer Studie eine Tendenz zu größeren Querschnittsflächen für die Fohlen mit zusätzlicher Bewegung zum Weidegang heraus. Aus diesen Studien geht hervor, dass Sehnen in jungem Alter, bis zur Reife des Skeletts, auf Training und Bewegung reagieren und sich daran anpassen (Cherdchutham 2001b, Kasashima et al. 2002, Smith et al. 2002, Moffat et al. 2008). Am stärksten war die Zunahme der Querschnittsfläche in beiden Gruppen zwischen dem fünften und achten Monat (Moffat et al. 2008). Dies führt in ausgewogenem Maße zu belastungsfähigeren Sehnen (Cherdchutham 2001b, Kasashima et al. , Smith et al. 2002, Moffat et al. 2008).

2.7. Pathologische Veränderungen der Sehnen beim Fohlen

Fehlstellungen der Gliedmaßen spielen eine große Rolle in der Fohlenmedizin. Als Fehlstellungen werden normal entwickelte Gliedmaßen gewertet, die eine unphysiologische Beugung, Streckung oder eine Achsenabweichung aufweisen (Knottenbelt et al. 2007). Weshalb es zu diesen Fehlstellungen der Gliedmaße kommt, ist noch nicht gänzlich geklärt, es wird diskutiert, ob ein Mangel an Platz

im Uterus eine Rolle spielen könnte (Leitch 1985, Knottenbelt et al. 2007, Fey et al. 2011). Diese Fehlstellungen können entweder schon zur Geburt bestehen oder sich erst im weiteren Verlauf des Lebens entwickeln.

2.7.1. Beugefehlstellungen

Kongenitale Beugefehlstellungen sind durch eine unphysiologische Beugehaltung und reduzierter oder fehlender Extension der Zehengelenke gekennzeichnet (Knottenbelt et al. 2007). Als Ursache ist eher eine zu schwache Strecksehne als eine Kontraktur der Beugesehne anzusehen.

Erworbene Beugefehlstellungen beim wachsenden Fohlen gehen meist mit metabolischen, wachstumsbedingten Defekten oder einem Trauma einher (Knottenbelt et al. 2007).

2.7.1.1. Kontraktur der Beugesehne

Die Kontraktur der Beugesehne wird als Sehnenproblem und nicht als Beugefehlstellung eingestuft (Knottenbelt et al. 2007). Die Ätiologie der kongenitalen Formen ist nicht vollständig geklärt, Platzmangel im Uterus (Leitch 1985, Kidd and Barr 2002, Fey et al. 2011), teratogene Mittel (in den USA „locoweed“ eine Pflanze) (Kidd and Barr 2002), nutritive Defizite oder Infektionen (Influenza) (Kidd and Barr 2002) sollen Einfluss auf die Sehne haben. Am wahrscheinlichsten ist ein multifaktorielles Geschehen (Kidd and Barr 2002, Knottenbelt et al. 2007). Bei der kongenitalen Form sind meist das Fesselgelenk oder der Karpus betroffen (Kidd and Barr 2002). Milde kongenitale Beugefehlstellungen limitieren sich häufig selbst, wichtig ist hierbei die Bewegung des Fohlens auf hartem Boden und Physiotherapie (Leitch 1985, Kidd and Barr 2002, Knottenbelt et al. 2007, Fey et al. 2011). Mittelgradige Formen hingegen sollten schnell behandelt werden (Splintverbände) (Leitch 1985, Kidd and Barr 2002, Knottenbelt et al. 2007), schwere Formen haben eher eine schlechte Prognose und gehen oft mit Knochenmissbildungen einher (Knottenbelt et al. 2007).

Beugefehlstellungen beim wachsenden Fohlen betreffen meist das Fesselgelenk oder das Krongelenk (Kidd and Barr 2002). Sie gehen häufig mit einer Diskrepanz im Skelettwachstum und im Sehnenwachstum einher. Die Knochen wachsen hierbei schneller als die Sehnen und Bänder, letztere sind jedoch durch das obere und untere Unterstützungsband in ihrem Wachstum eingeschränkt

(Kidd and Barr 2002, Knottenbelt et al. 2007, Fey et al. 2011). Die Phasen des maximalen Wachstums sind in den ersten zwei-drei Wochen sowie mit ca. sechs Monaten (Kidd and Barr 2002, Knottenbelt et al. 2007) bzw. zwischen zwei und acht Monaten, die zu Beugefehlstellungen im Krongelenk führen (Adams and Santschi 2000, Fey et al. 2011). Andere mögliche Ätiologien sind traumatischer (Kontraktur der Muskel-Sehnen-Einheit durch Schmerzen) (Kidd and Barr 2002), nutritiver (Jeffcott 2005) oder infektiöser Natur (Knottenbelt et al. 2007). Mangelnde (Jeffcott 2005) oder übermäßige Bewegung auf hartem Boden sind ebenfalls mögliche Ursachen (Knottenbelt et al. 2007). Mit einem Jahr steht ein weiterer Wachstumsschub an, der am ehesten zu einer Beugefehlstellung im Fesselgelenk führt (Kidd and Barr 2002).

Eine Kontraktur der oberflächlichen Beugesehne führt zu einem gestreckten Krongelenk (typisches Alter 6-18 Monate) (Adams and Santschi 2000, Knottenbelt et al. 2007), eine Kontraktur der oberflächlichen und tiefen Beugesehne führt zu einem gestreckten Krongelenk und Huf, die Kontraktur der tiefen Beugesehne führt zu der sogenannten Ballett-Tänzer-Stellung (Knottenbelt et al. 2007) oder Stelzfuß mit Bockhufbildung (Adams and Santschi 2000, Fey et al. 2011), das Fohlen (typisches Alter sechs Wochen – neun Monate) fußt lediglich auf der Zehenspitze, das Hufgelenk wird gebeugt (Kidd and Barr 2002, Knottenbelt et al. 2007, Fey et al. 2011). Am häufigsten ist das Fesselgelenk betroffen. Haben sich die Unterstützungsbänder der Sehnen bereits kontrahiert, ist es schwieriger die entsprechende Beugesehne wieder zu strecken (Knottenbelt et al. 2007).

2.7.2. **Hyperextension**

Eine Schwäche der Beugesehnen führt zu einer Hyperextension der distalen Gelenke beim Fohlen. Es wird vermutet, dass eine Schwäche der Beugemuskulatur daran beteiligt ist. Besonders häufig tritt die Durchtrittigkeit bei Frühgeburten, fehlentwickelten oder kränklichen Fohlen auf (Kidd and Barr 2002, Knottenbelt et al. 2007, Fey et al. 2011). Je nachdem wie stark die Beugesehnen involviert sind, führt es zu unterschiedlich starker Durchtrittigkeit im Fessel-, Kron- und Hufgelenk. Stark betroffene Fohlen laufen häufig Gefahr, sich die Haut des Fesselgelenks abzulaufen, da sie auf dem Kron- bzw. Fesselgelenk anstatt auf dem Huf fußen (Kidd and Barr 2002, Knottenbelt et al. 2007, Fey et al. 2011). Geringgradige Hyperextensionen sind meist selbstlimitierend (Leitch 1985, Kidd

and Barr 2002), kurze mehrmalige Bewegungsintervalle auf hartem Boden, ohne das Fohlen zu ermüden, Hufschuhe mit verlängerten Schenkelenden, die die Trachten unterstützen, Verbände um eine Abschürfung der Haut am Fesselgelenk vorzubeugen sowie Physiotherapie sind indiziert (Leitch 1985, Adams and Santschi 2000, Kidd and Barr 2002, Knottenbelt et al. 2007, Fey et al. 2011).

2.7.3. Ruptur des gemeinsamen Zehenstreckers

Die Ruptur des gemeinsamen Zehenstreckers kommt häufig sekundär zu einer Beugefehlstellung im Karpus vor oder da die Fohlen versuchen sich auf den Karpalgelenken vorwärts zu bewegen. Es kann von anhand der Schwellung dorsolateral am Karpus in der Sehnenscheide des gemeinsamen Zehenstreckers palpiert werden. Manchmal lassen sich auch die rupturierten Enden spüren und es kann so von einer reinen Beugefehlstellung differenziert werden. Die Fohlen müssen ruhig gestellt werden, die Prognose ist gut (Kidd and Barr 2002).

2.7.4. Belastungsinduzierte Tendinopathien

Über Belastungsinduzierte Tendinopathien beim Fohlen konnten in der Literatur keine Angaben gefunden werden.

III. MATERIAL UND METHODE

1. Makroskopie

1.1. Material

Die verwendeten Sehnen für die histologischen, biomechanischen und morphometrischen Untersuchungen stammen von Fohlen, die aus unterschiedlichen Gründen, welche nicht im Zusammenhang mit dieser Dissertation oder einer Verletzung im Bereich der Vordergliedmaße stehen, euthanasiert wurden. Ein Großteil der Fohlen stammt, mit freundlicher Genehmigung von Frau Dr. Venner, aus dem Gestüt Schockemöhle in der Lewitz. Einige Fohlen aus der Tierpathologie der Ludwig-Maximilian-Universität in München, der Pferdeklinik Domäne Ammerhof in Tübingen und der Tierarztpraxis Dr. H. Kühnle aus Ilshofen in Baden Württemberg. Es handelt sich um Feten und Fohlen im Alter bis zu einem Jahr. Unter den Fohlen finden sich acht Feten, 20 Fohlen mit einem Alter unter sechs Tagen, sieben Fohlen mit einem Durchschnittsalter von 31,9 Tagen (Alter: 10 Tage bis 67 Tage), zwei Absetzer (sechs Monate) und zwei Jährlinge.

In der vorliegenden Arbeit gilt es jeweils, die gemeinsame Strecksehne (GZS), die oberflächliche Beugesehne (OBS) und die tiefe Beugesehne (TBS) mit ihrem Unterstützungsband (Lig. acc./ L.a.) distal des Karpalgelenks und bis zum Fesselgelenks auf ihre biomechanischen Eigenschaften zu untersuchen. Im Anhang befindet sich Tabelle 20 mit den Daten aller untersuchten Tiere.

1.2. Methode

Um eine bessere Vergleichbarkeit zu erzielen, sind einige der nachfolgenden Schritte identisch mit der Vorgehensweise von M. Reutter (2014).

Die proximal des Karpus abgesetzten Fohlenbeine befanden sich möglichst luftarm verpackt, zum Großteil eingeschweißt bei -18°C bis zum Zeitpunkt der Beprobung in einem Tiefkühler. Nach dem Auftauen wurde die Haut abgezogen, um den gemeinsamen Zehenstrecker, die oberflächliche Beugesehne und die tiefe Beugesehne mit ihrem Unterstützungsband frei zu präparieren. Während der Präparation erfolgte die Markierung der Sehnen, mit Hilfe eines Permanentmarkers in physiologischer Lage zueinander (Abbildung 8). Dies ist

notwendig, um sicherzustellen, dass bei allen Fohlen, in Abhängigkeit von festgelegten anatomischen Punkten, dieselben Abschnitte beprobt werden. Das Austrocknen der Sehnen verhinderte ein Bad in 0,9%iger NaCl-Lösung.

Die zu beprobenden Sehnenabschnitte richten sich nach den Vorgaben der Dissertation von Frau Reutter (2014). Es erfolgt die Beprobung folgender Sehnenabschnitte:

Tabelle 4: Abschnitte der Sehnenbeprobung

Abschnitt	Beschreibung	TBS	OBS	GZS	Lig.acc.
1	Ursprung des MIO	x	x	x	x
2	Direkt proximal der Insertion des Lig.acc. in die TBS	x	x	x	x
3	Teilung des MIO in zwei Schenkel	x	x	x	
4	Beginn der Manica flexoria	x	x	x	
5	Ende der Manica flexoria	x	x	x	
6	Mitte des Fesselringbandes, Höhe des Fesselgelenks	x	x	x	

Quelle:(Reutter 2014)

TBS= tiefe Beugesehne; OBS= oberflächliche Beugesehne; GZS= gemeinsamer Zehenstrecker; Lig.acc.= Unterstützungsband der TBS; MIO= M.interosseus medius

Die **fett** hervorgehobenen Kreuze markieren die Gleitsehnenabschnitte der oberflächlichen und tiefen Beugesehne, die übrigen Kreuze entsprechen Zugsehnenbereichen.



Abbildung 8: Probenr. 9: Sehnen eines 82,5 kg schweren, 37 Tage alten Fohlens von oben: Lig. acc., GZS, OBS, TBS mit den jeweils gekennzeichneten Bereichen, der erste Abschnitt befindet sich rechts im Bild

2. Histologie

2.1. Material

Für die histologischen Untersuchungen stehen die Gleitsehnen- und Zugsehnenbereiche der Vordergliedmaße von sechs Fohlen zur Verfügung (Tabelle 5). Die ausgewählten Abschnitte sind identisch mit denen von Reutter (2014) verwendeten. Diese entsprechen den Abschnitten der Zugversuche (in Tabelle 6 aufgeführt).

Tabelle 5: histologisches Probenmaterial

Proben Nr.	Alter (Tagen)	Gewicht (kg)
3	0	62,5
9	37	82,5
15	61	98,5
19	Fetus	17,5
24	21	85
37	-133	20

Tabelle 6: Übersicht der für die Histologie und Zugversuche verwendeten Sehnenabschnitte

	OBS	TBS	Lig.acc.	GZS
Zugsehne	Abschnitt 2	Abschnitt 2	Abschnitt 2	Abschnitt 2
Gleitsehne	Abschnitt 6	Abschnitt 6		

TBS= tiefe Beugesehne; OBS= oberflächliche Beugesehne; GZS= gemeinsamer Zehenstrecker; Lig.acc.= Unterstützungsband der TBS

2.2. Methode

Vorbereitung der Proben

Nach dem Auftauen der bei -18°C luftarm eingefrorenen Vordergliedmaßen erfolgte das Abpräparieren der Haut. Danach erfolgte die Entnahme der zu untersuchenden Bereiche der Sehnen.

Einbett- und Schneidetechnik

Es kam die gleiche Einbett- und Schneidetechnik wie bei Reutter (2014) zum Einsatz.

Die Fixation der Sehnen erfolgte nach der Präparation für 24h in Bouinscher Lösung. Anschließend folgte die Entwässerung der Sehnenabschnitte für 72h in 70%igem, für 48h in 96%igem Alkohol und für weitere 48h in 100%igem Isopropanol. Die Verwahrung der Proben, nach weiteren 48h in Xylol in einer Reihe aus aufsteigendem flüssigem Paraffin (Richard Allan - Scientific) über vier Tage, erfolgte bei 65°C. Mit Hilfe der Ausgießstation (Medite TS 99) ließen sich die Proben in Quaderform gießen. Die Paraffinblöcke schnitt anschließend das Rotationsmikrotom (Mikrom HM 360) in 5 bis 8 Mikrometer dicke Scheiben. Die auf Objektträger (Fa. Roth, Karlsruhe) fixierten Scheiben wurden bei 38°C im Wärmeschrank (Fa. Memmert, Schwabach) aufbewahrt.

Färbung

Die *Hämatoxylin-Eosin (HE) Färbung* wurde als Übersichtsfärbung gewählt. Die Zellkerne sind hier blau-violett während das Zytoplasma, Kollagenfasern und das restliche Gewebe rötlich erscheinen (Lang 2013).

In der *Astrablau-Färbung* erscheint der Hintergrund blass rosa, die Zellkerne durch Gegenfärbung mit Kernechtrot-Aluminiumsulfat dunkelrosa und saure Glykosaminoglykane färben sich blau an (Lang 2013).

In der *Period-Acid-Schiff'sche (PAS) Reaktion nach McMannus* färben sich Zellkerne blau und neutrale Glykosaminoglykane rot-violett an (Lang 2013).

Um elastische Fasern darstellen zu können, benötigt man die *Resorcin-Fuchsin-Färbung*. Die elastischen Fasern färben sich braun bis violett, das Kollagen der Sehnen pink-rot (Lang 2013).

3. Morphometrie

3.1. Material

Die Bestimmung der Querschnittsfläche der einzelnen Abschnitte der für die biomechanischen Untersuchungen verwendeten Sehnen erfolgte mittels Ultraschall (Abbildung 9, Abbildung 10 und Abbildung 11).

3.2. Methode

Die Sehnen der Vorderbeine der Fohlen wurden wie in 3.1.2 herauspräpariert und in ein Bad aus 0,9%iger NaCl- Lösung gelegt. Anschließend wurden die einzelnen Sehnenabschnitte, wie in Tabelle 4 beschrieben, geschallt und die Querschnittsfläche direkt auf dem Ultraschallgerät ausgemessen. Bei dem Ultraschallgerät handelte es sich um eine Siemens Acuson P50 und einen 10 Mhz- Linearschallkopf.

Mussten die Sehnenabschnitte für die Zugversuche gesplittet werden, wurden sowohl die Querschnittsfläche der beiden Teile als auch die Querschnittsfläche der gesamten Sehne bestimmt.

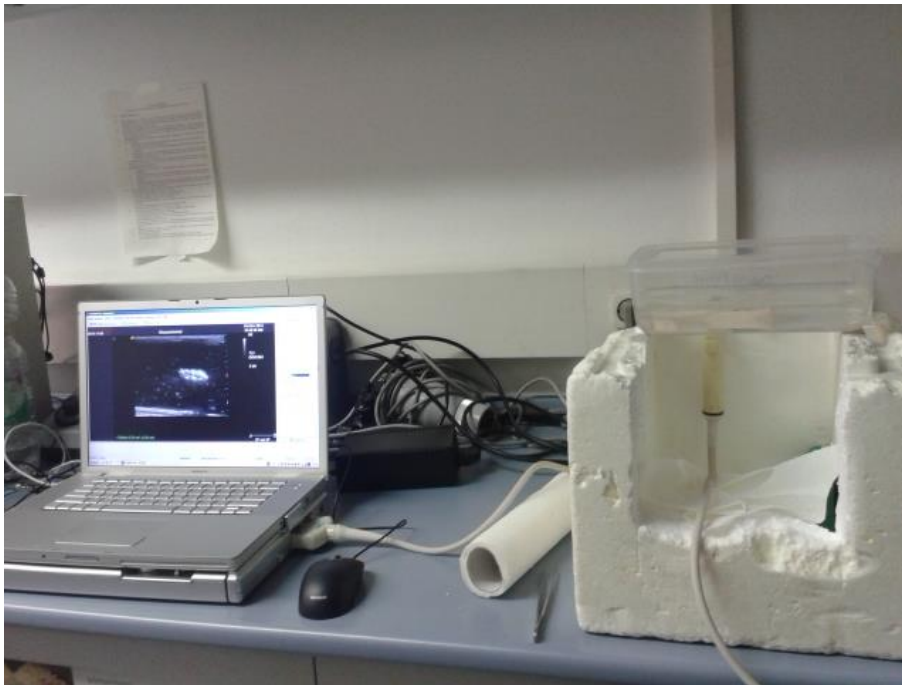


Abbildung 9: Bestimmung des Querschnitts via Ultraschall



Abbildung 10: Probe 24 OBS 4

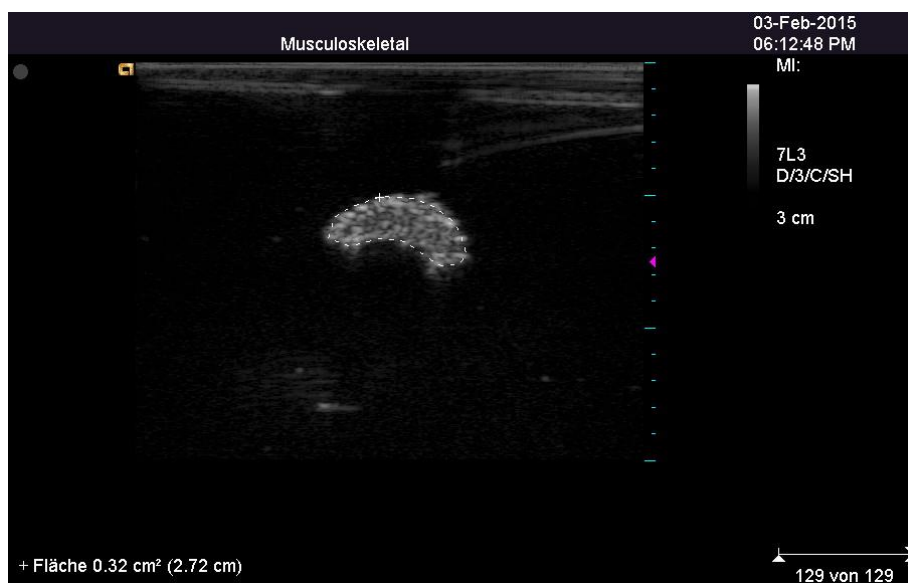


Abbildung 11: Probe 36 OBS 2

4. Biomechanik

4.1. Material

Für die Biomechanik wurden die Vorderbeine distal des Karpalgelenks der Fohlen aus Tabelle 20 untersucht. Zu untersuchen waren die gemeinsame Strecksehne, die oberflächliche Beugesehne, die tiefe Beugesehne und deren Unterstützungsband. Die Abschnitte der Sehnen gehen aus Tabelle 4 hervor.

Da auf Grund des Einspannvorgangs und der limitierten Länge der Sehnen sowie der Nähe der Abschnitte zueinander nicht alle Sehnenabschnitte für den Zugversuch benutzt werden konnten, wurden dieselben Abschnitte wie für die histologische Untersuchung (Tabelle 5), in Anlehnung an die Dissertation von Reutter (2014) gewählt.



Abbildung 12: geteilte Sehnen, von oben: GZS, Lig. acc., OBS 6, OBS 2, TBS 6, TBS 2

4.2. Methode

Die Sehnen wurden aufgetaut, wie in 3.1.2 beschrieben präpariert, mit 0,9%iger NaCl-Lösung feucht gehalten und im Bad wie in 3.3.2 aufgezeigt die Querschnittsfläche berechnet. Anschließend folgten die Zugversuche. Für diese war teilweise ein Splitten der Sehnen notwendig.

Für die Zugversuche stand die Universalprüfmaschine Z010 der Firma Zwick aus Ulm und eine Einspannvorrichtung 8354 (Firma Zwick, Ulm) zur Verfügung. Es handelt sich um dieselbe Maschine die schon früher am Lehrstuhl für Anatomie, Histologie und Embryologie der LMU München (Joop 2001, Albers 2012, Heintel 2013, Reutter 2014), erfolgreich zur Anwendung kam.

4.2.1. **Zugversuche**

Für die Zugversuche standen zweierlei aus Aluminium gefräste Klemmbacken zur Verfügung. Für die Sehnen der größeren Fohlen wurden die, wie schon bei Reutter (2014) beschriebenen Klemmbacken mit einer abgerundeten groben Verzahnung gewählt. Für die Sehnen der kleineren Fohlen fertigte Herr S. Keck der Firma Merz aus Hechingen, spezielle Klemmbacken mit einer trapezförmigen, kleineren Verzahnung an. Diese gewährleisteten einen besseren Halt bei Fohlensehnen mit geringerer Querschnittsfläche.

Das Herausrutschen der Sehnen wurde durch Einfrieren der gesamten Einspannvorrichtung inklusive der Klemmbacken, bei -75°C weitestgehend verhindert. Dieses Verfahren beschrieben erstmals Riemersma und Schamhardt (1982). Das Verfahren kam am Lehrstuhl für Anatomie, Histologie und Embryologie der LMU München schon mehrmals (Joop 2001, Albers 2012, Heintel 2013, Reutter 2014) zur Anwendung.

Die Sehnen werden, nach dem Ermitteln der Querschnittsfläche via Ultraschall in ihre Abschnitte geteilt (Abbildung 12) und in die tiefgefrorene Einspannvorrichtung geklemmt (Abbildung 13). Die Einspannlänge betrug 25 mm. Der Versuch startete sobald die Sehnenteile in den Klemmbacken gefroren waren, der Einspannbereich jedoch noch nicht aufgetaut war. Die Vorkraft betrug 5 N, die Geschwindigkeit 15 mm/sec. Dieser Versuchsablauf geschah analog dem von Reutter (2014). Ende des Versuchs war nach Ruptur der Sehne (Abbildung 14 und Abbildung 15).

Das Programm testXpert V12.0 (Firma Zwick, Ulm) dokumentierte für jeden Sehnenabschnitt die Werte für F_{max} in Newton, die Längenänderung der Sehne bei F_{max} in mm und erstellte ein Kraft-Längenänderungs-Diagramm. Wie bei Reutter (2014) beschrieben, ließ sich mit Hilfe der Sehnenquerschnittsfläche, dem Körpergewicht der Tiere sowie der Einspannlänge der Elastizitätsmodul (E in N/mm^2), die maximale Zugbelastbarkeit (N/kg) und die Zugfestigkeit (N/mm^2) berechnen.

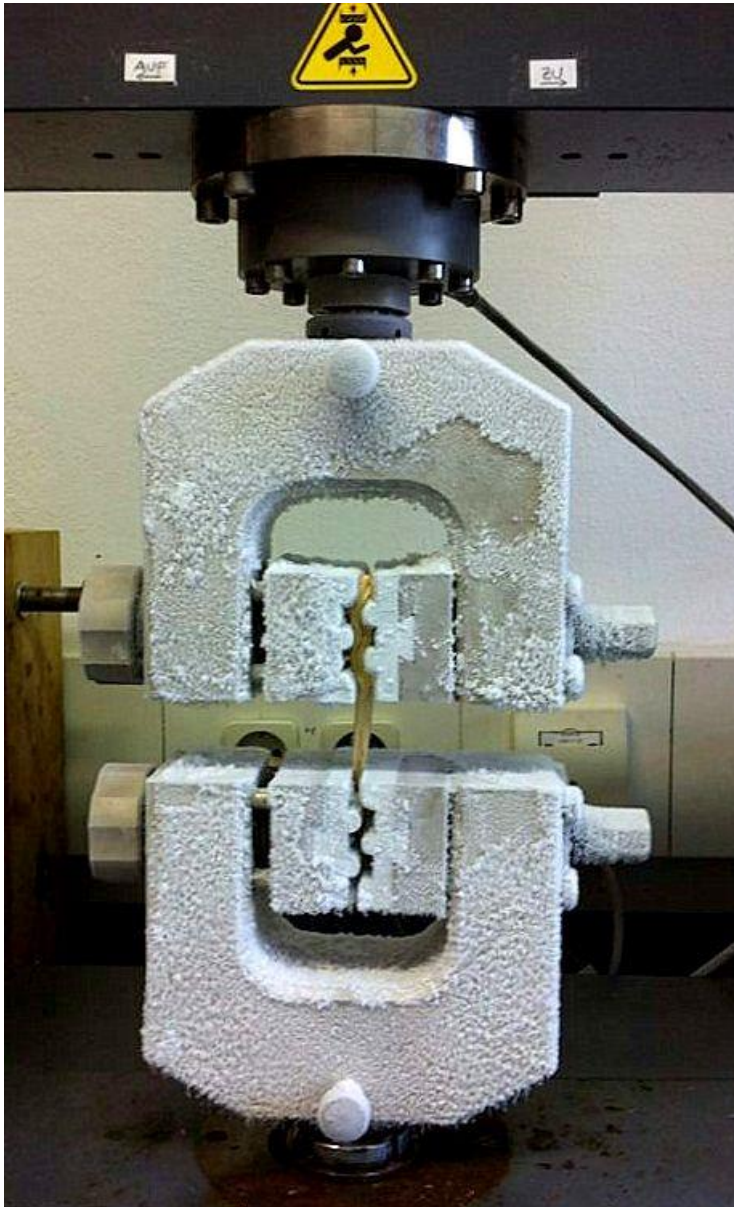


Abbildung 13: In Klemmbacken eingespannte Sehne

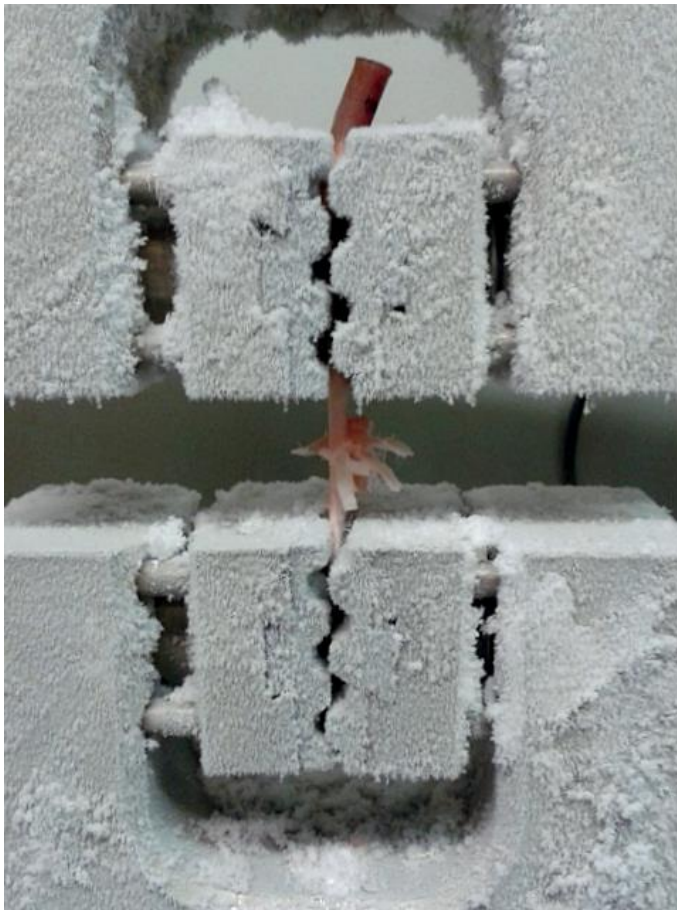


Abbildung 14: In Klemmbacken eingespannte Sehne am Reißen



Abbildung 15: gerissene Sehne

5. Statistik

Die statistische Auswertung der biomechanischen Daten erfolgte mit dem Programm IBM SPSS (Version 22).

Die morphometrisch und biomechanisch ermittelten Messwerte wurden – getrennt nach pränatalen und postnatalen Entwicklungsstadien – als Punktediagramm gegen das Alter aufgetragen. Die Analyse der Daten erfolgte über eine lineare (pränatale Stadien) und nichtlineare (postnatale Stadien) Regression, um die Entwicklungsprozesse über eine mathematische Funktion beschreiben zu können. Um die postnatale Wachstumskurve bis zum „Endstadium“ bei adulten Pferden mittels der nichtlinearen Regression ermitteln zu können, wurden zusätzlich zu den in dieser Arbeit ermittelten Daten von Fohlen die entsprechenden an adulten Pferden von Reutter (2014) ermittelten Daten herangezogen.

Um die Regressionsberechnungen durchführen zu können wurde das Alter der Feten und Fohlen in Tagen ab dem Belegungstag der Stute verwendet. War das Belegungsdatum nicht bekannt wurde von einer Trächtigkeitsdauer von 336 Tagen ausgegangen. Diese Altersangabe ist in der vorliegenden Arbeit als „Alter positiv“ in den Diagrammen bezeichnet.

Um Unterschiede in den morphometrischen und biomechanischen Eigenschaften der verschiedenen untersuchten Sehnen und Sehnenabschnitte aufzuzeigen, wurden das gemischte lineare Modell (GLM) gewählt. Vorteil dieses Modells ist es, das die Abhängigkeit der Daten (eine Sehnenlokalisation zu verschiedenen Zeitpunkten, verschiedenen Sehnen von einem Tier) berücksichtigt und im Gegensatz z. B. zur ANOVA mit Messwiederholung auch berechnet werden kann wenn einzelne Datenpunkte fehlen. Als Signifikanzniveau wurde mit $p < 0,05$ gerechnet.

IV. ERGEBNISSE

1. Makroskopie

Makroskopisch kann zwischen den vorgefundenen anatomischen Gegebenheiten und denen in der Literatur beschriebenen (Seiferle and Frewein 2004, Salomon 2008, Liebich et al. 2012) kein Unterschied festgestellt werden. Bei den jungen Feten kann der Querschnitt zwischen Gleitsehnen und Zugsehnenbereich schon unterschieden werden. Der Querschnitt der Gleitsehnenbereiche ist größer. Anhand der Konsistenz können die verschiedenen Sehnenabschnitte zu diesem frühen Entwicklungsstadium palpatorisch noch nicht unterschieden werden. Erst mit zunehmendem Alter, erstmals um den Zeitpunkt der Geburt, unterscheiden sich Zugsehnen- und Gleitsehnenbereiche palpatorisch.

2. Histologie

Anhand der in unterschiedlichen Färbungen angefertigten Präparate der Fohlen werden die Unterschiede in der Entwicklungsstadien zwischen dem 133 Tag prä partum und dem 61. Tag post partum gezeigt.

2.1. Zugsehnenbereich der tiefen Beugesehne (TBS 2)

Der Zugsehnenbereich der tiefen Beugesehne ist nach dem Prinzip einer reinen Zugsehne aufgebaut. Er verändert sich im Zeitraum vom 133. Tag prä partum bis zum 61. Tag post partum kaum. Zwischen den gewellten kollagenen Fasern liegen spindelförmige, parallel angeordnete Tendinozyten. Bei den pränatalen Fohlen ist eine höhere Dichte von Tendinozyten zu erkennen. Saure oder neutrale Glykosaminoglykane (GAG), als Hinweis auf Bildung von Knorpelgrundsubstanz, sowie chondroide Zellen sind nicht darstellbar.

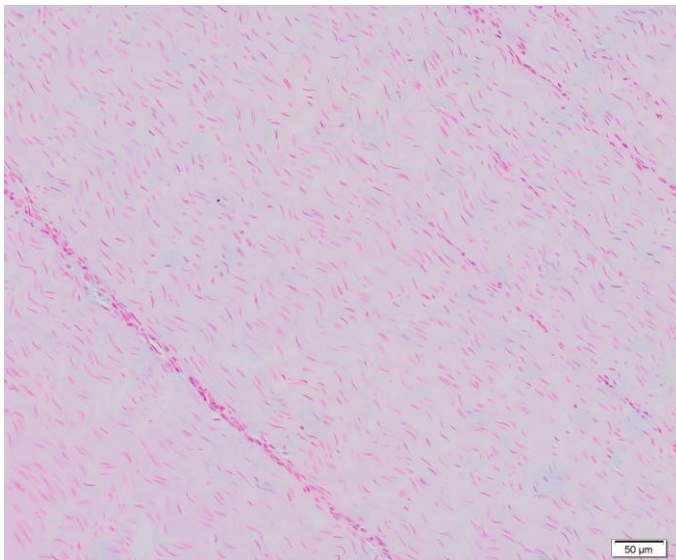


Abbildung 16: TBS 2 Fetus 133. Tag Astrablau-Färbung: Parallelfaseriges Sehngewebe mit einer hohen Dichte an spindelförmigen Tendinozyten zwischen den gewellten kollagenen Fasern. Keine Anfärbung von sauren Glykosaminoglykanen.

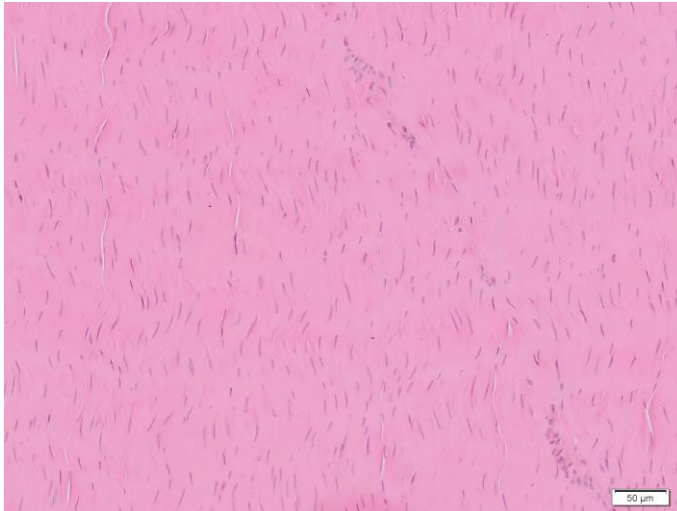


Abbildung 17: TBS 2 Fetus Probe 19 HE-Färbung:
Spindelförmige Tendinozyten liegen zwischen stark gewellten kollagenen Fasern.



Abbildung 21: TBS 2 Fohlen 37 Tage Astrablau-Färbung:
Keine Anfärbung von sauren Glykosaminoglykanen. Die spindelförmigen Tendinozyten liegen wellenförmig angeordnet zwischen den parallelfaserigen kollagenen Fasern



Abbildung 18: TBS 2 Fohlen 61 Tage HE-Färbung:
Die spindelförmigen Tendinozyten sind weniger stark gewellt als beim Fetus. Sie liegen zwischen den parallelen kollagenen Fasern.

2.2. Gleitsehnenbereich der tiefen Beugesehne (TBS 6)

Im fetalen Zustand sind im Gleitsehnenbereich der tiefen Beugesehne weder saure oder neutrale Mucopolysaccharide noch Chondrozyten darstellbar. Die Tendinozyten liegen parallel zwischen den stark gewellten kollagenen Fasern. Es ist kaum von dem Zugsehnenbereich zu unterscheiden. Dieser Unterschied ist erst mit zunehmendem Alter deutlich zu erkennen. Zunächst lassen sich die sauren und neutralen Glykosaminoglykanen, mit Hilfe der Astrablau- und PAS-Reaktion-Färbung darstellen, dann die Chondrozyten. Im Alter von 37 Tagen sind diese schon deutlich zu erkennen.

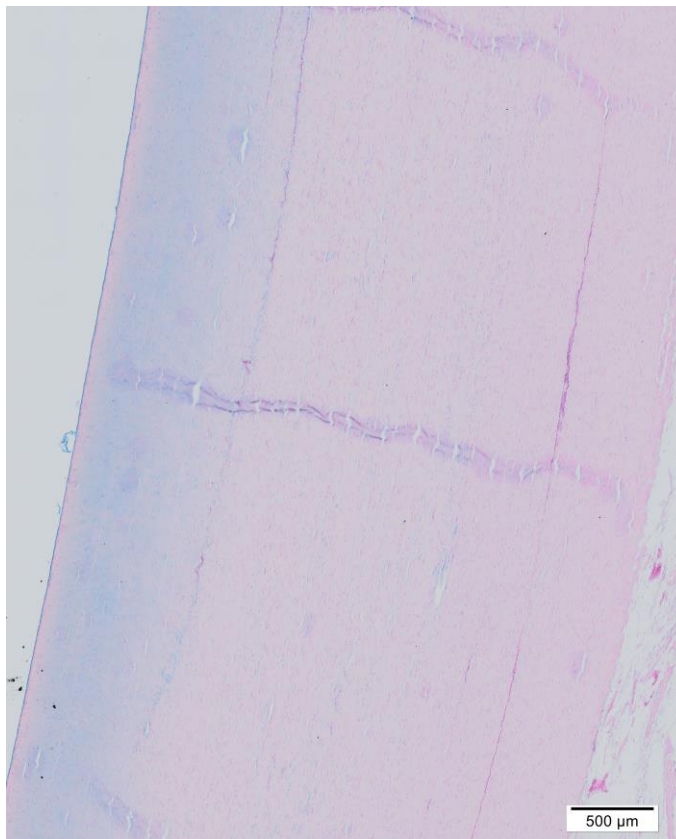


Abbildung 19: TBS 6 Übersicht, Fohlen 21 Tage, Astrablau-Färbung: Übersicht über ein Histologiepräparat der TBS 6. Im Gleitsehnenbereich, der dem Knochen aufliegt ist eine deutliche blaue Anfärbung von sauren Glykosaminoglykanen zu erkennen.

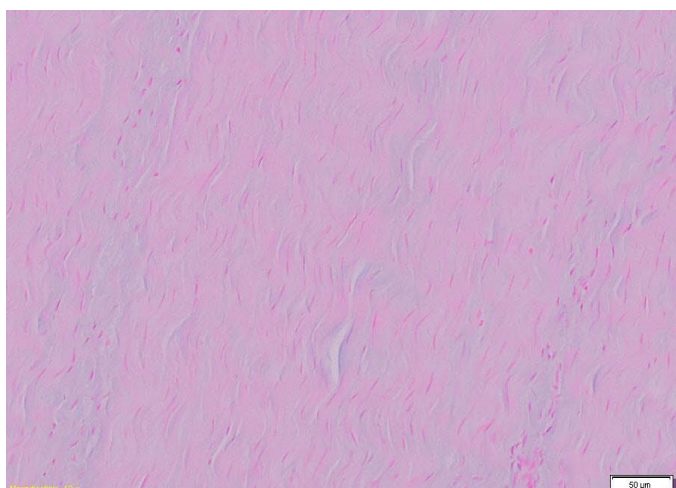


Abbildung 20: TBS 6, Fetus, Astrablau-Färbung Erste blaue Anfärbung der sauren Glykosaminoglykanen, darin Zellen mit etwas rundlichem Kern. Im umliegenden Sehnenewebe spindelförmige, parallel angeordnete Tendinozyten.

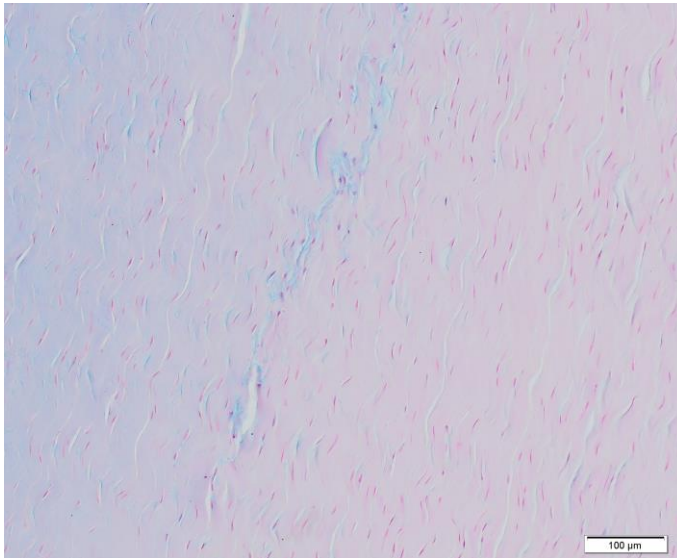


Abbildung 21: TBS 6, Fohlen 21 Tage, Astrablau-Färbung: Blaue Anfärbung der sauren Glykosaminoglykane, darin Zellen mit rundlichem Kern. Es handelt sich um Vorläuferzellen der Chondrozyten. Im umliegenden Sehnen-gewebe spindelförmige, parallel angeordnete Tendinozyten.

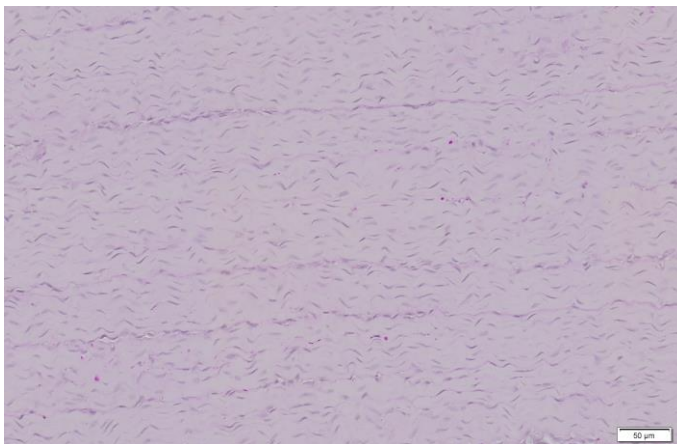


Abbildung 22: Festus 133. Tag, PAS-Färbung: Viele spindelförmige, stark gewellte, parallel angeordnete Tendinozyten. Keine Anfärbung von neutralen Glykosaminoglykanen

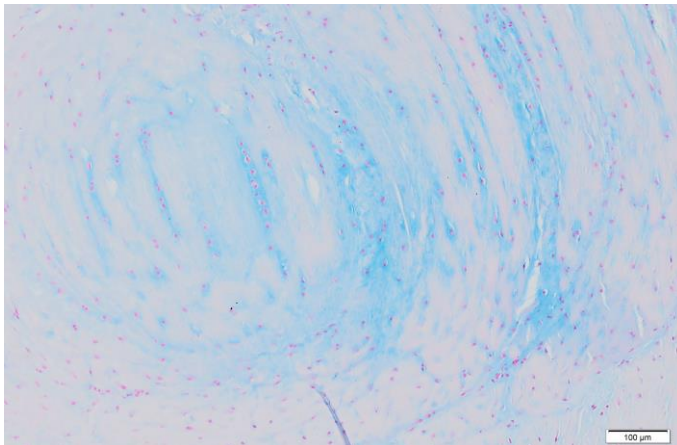


Abbildung 23: TBS 6 Fohlen 37 Tage, Astrablau-Färbung: Blaue Anfärbung von Knorpelgrundsubstanz und Ausbildung von diffus angeordneten chondroiden Zellen.

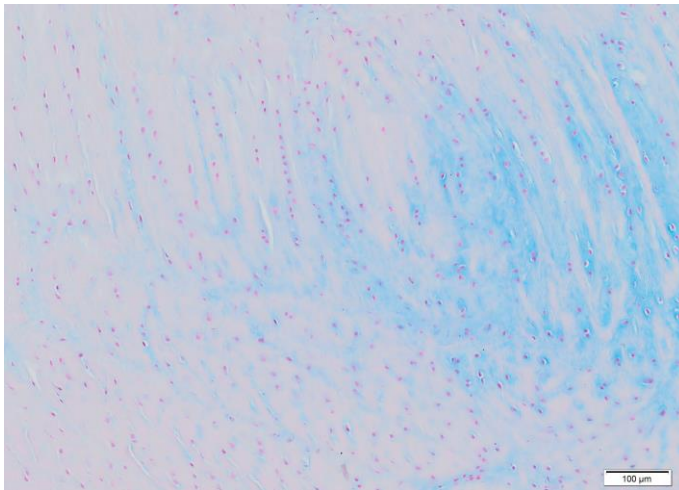


Abbildung 25: TBS 6 Fohlen 37 Tage, Astrablau-Färbung: Blaue Anfärbung von Knorpelgrundsubstanz und Ausbildung von diffus angeordneten chondroide Zellen.

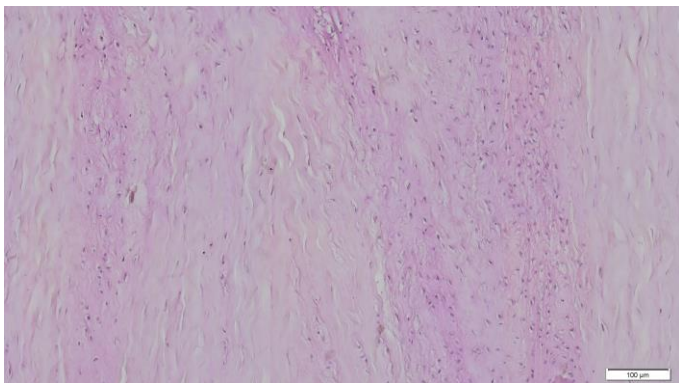


Abbildung 24: TBS 6 Fohlen 61 Tage, PAS-Färbung: Leichte Anfärbung der neutralen Glykosaminoglykanen, darin chondroide Zellen mit PAS-positiven Höfen.

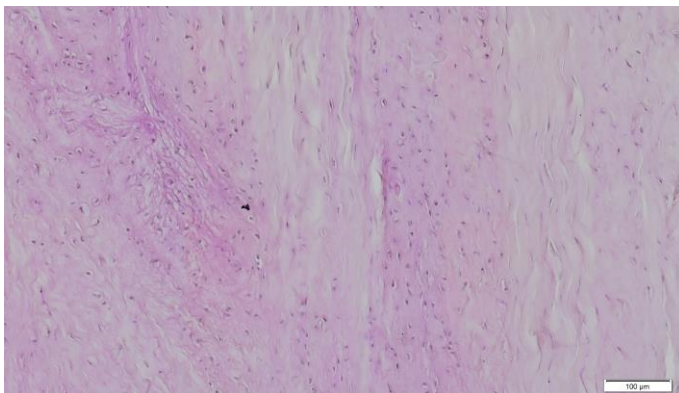


Abbildung 26: TBS 6 Fohlen 61 Tage, PAS-Färbung: Leichte Anfärbung der neutralen Glykosaminoglykane, darin chondroide Zellen mit PAS-positiven Höfen.

2.3. Zugsehnenbereich der oberflächlichen Beugesehne (OBS 2)

Der Zugsehnenbereich der oberflächlichen Beugesehne liegt ebenso wie der der tiefen Beugesehne am Metakarpus. Er ist nach dem Prinzip einer Zugsehne aufgebaut. Es lassen sich in diesen Altersstufen keine Glykosaminoglykane darstellen. Die spindelförmigen Tendinozyten sind parallel angeordnet und liegen bei den Feten zwischen stark gewellten kollagenen Fasern. Diese Wellung lässt bereits bei den Fohlen etwas nach und die Dichte der Tendinozyten scheint sich zu reduzieren.

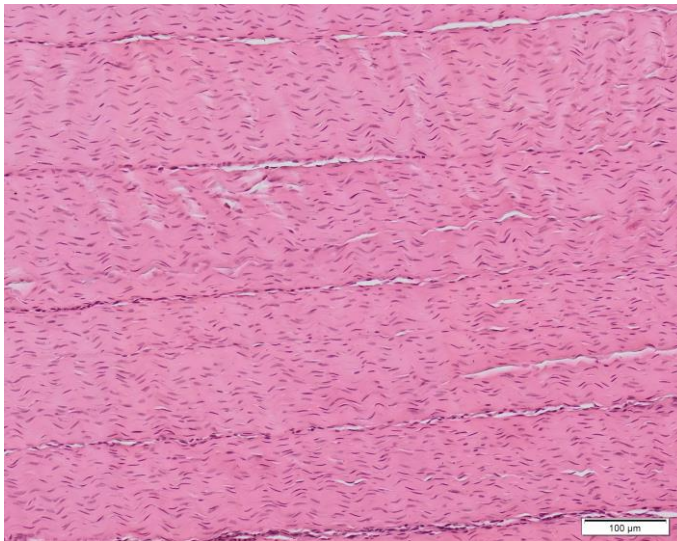


Abbildung 27: OBS 2 Fetus 133. Tag HE-Färbung:

Die spindelförmigen bis rundlichen Tendinozyten liegen parallel angeordnet und dicht beieinander zwischen stark gewellten kollagenen Fasern.

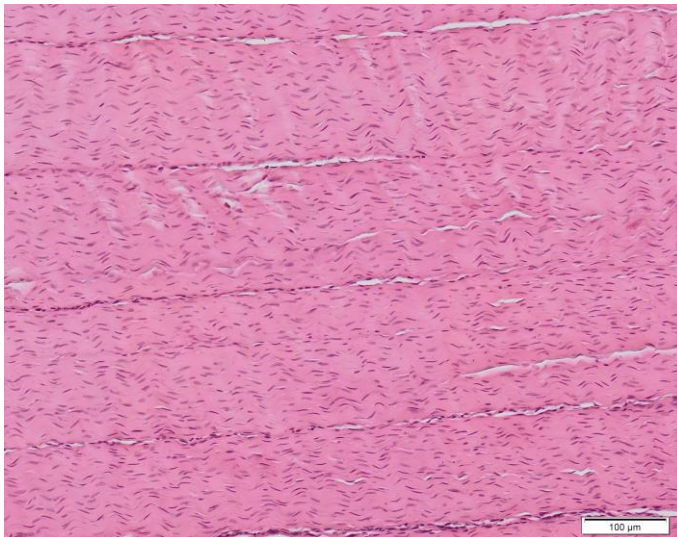


Abbildung 28: OBS 2 Fohlen 0 Tage HE-Färbung:

Die spindel-förmigen bis rundlichen Tendinozyten liegen dicht beieinander und parallel angeordnet zwischen stark gewellten kollagenen Fasern. Es besteht kaum ein Unterschied zu den Feten.

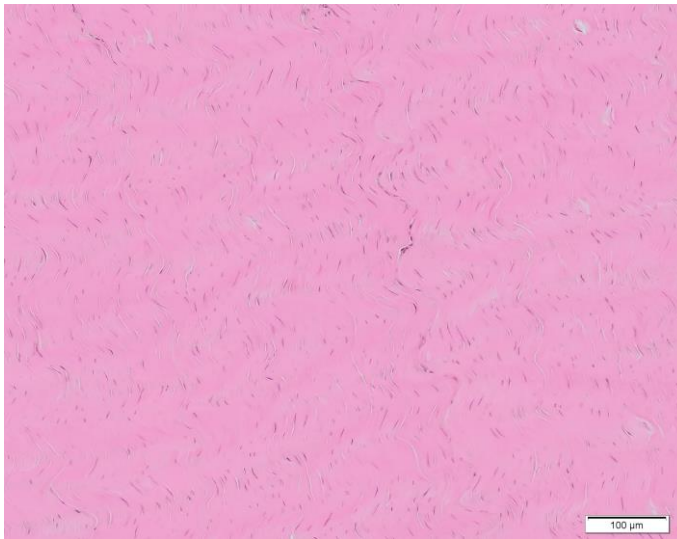


Abbildung 29: OBS 2
Fohlen 37 Tage, HE-
Färbung:
Spindelförmige
Tendinozyten liegen
zwischen gewellten
kollagenen Fasern, im
Vergleich zum Fetus sind
liegen die Tendinozyten
weniger dicht
beieinander.



Abbildung 30: OBS 2
Fohlen 21 Tage, HE-
Färbung:
Im Vergleich zum Fetus
sind die Tendinozyten
weniger rundlich und ihre
Dichte hat abgenommen.
Sie liegen zwischen den
gewellten kollagenen
Fasern.

Gleitsehnenbereich der oberflächlichen Beugesehne (OBS 6)

Der Gleitsehnenbereich der oberflächlichen Beugesehne ist in diesem jungen Alter schwierig als solcher zu erkennen. Es findet lediglich eine schwache Anfärbung der Glykosaminoglykane als Hinweis auf Anbildung von Knorpelgrundsubstanz statt. Chondroide Zellen wurden in diesen Präparaten nicht gefunden. Die Tendinozyten liegen parallel, ähnlich dem Zugsehnenbereich, zwischen stark gewellten kollagenen Fasern.

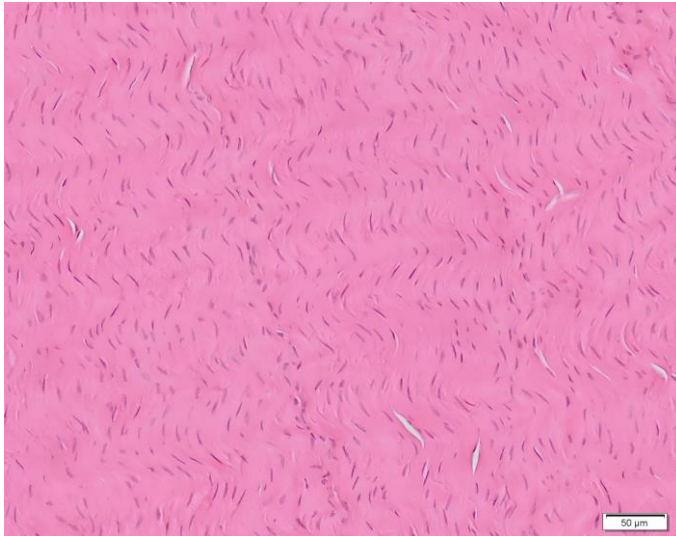


Abbildung 31: OBS 6
Fetus, HE-Färbung:
Spindelförmige bis
rundliche Tendinozyten
liegen parallel angeordnet,
dicht beieinander zwischen
stark gewellten kollagenen
Fasern

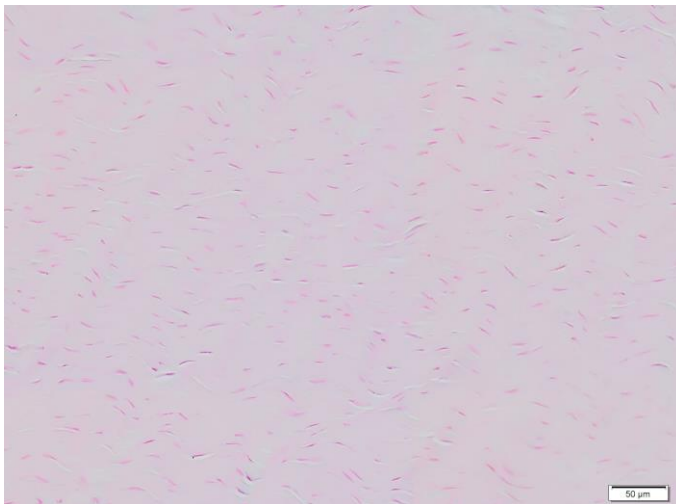


Abbildung 32: OBS 6
Fohlen 0 Tage, Astrablau-
Färbung:
Keine Anfärbung von
sauren
Glykosaminoglykanen. Die
spindelförmigen
Tendinozyten liegen
zwischen stark gewellten
kollagenen Fasern.

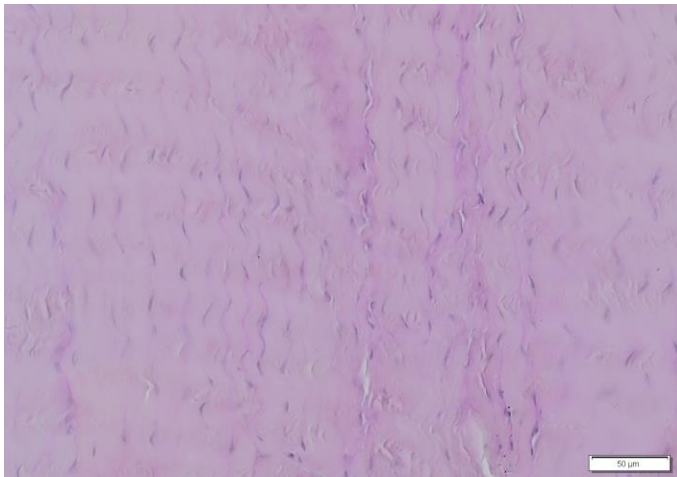


Abbildung 33: OBS 6
Fohlen 37 Tage, PAS-
Färbung:
Schwache Anfärbung
von neutralen
Glykosaminoglykanen.
Chondroide Zellen sind
nicht zu erkennen.

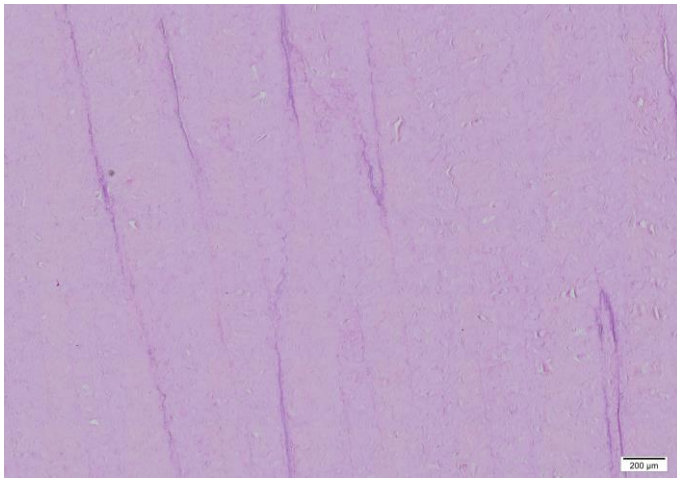


Abbildung 34: OBS 6
Fohlen 61 Tage, PAS-
Färbung:
Schwache Anfärbung von
neutralen
Glykosaminoglykanen.
Chondroide Zellen sind
nicht zu erkennen.

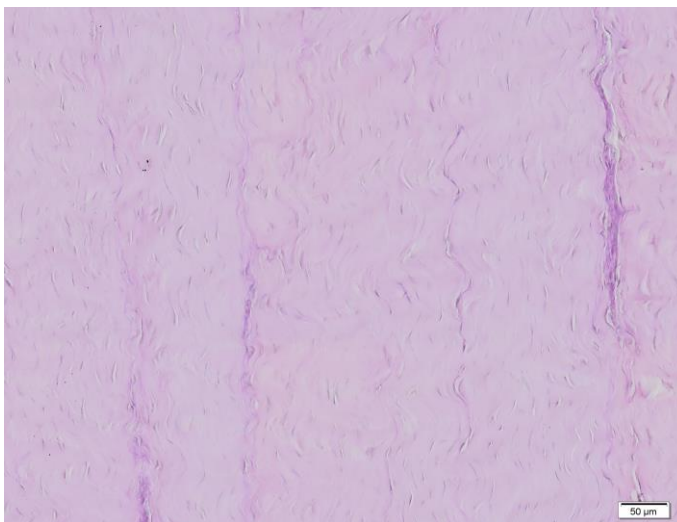


Abbildung 35: OBS 6
Fohlen 61 Tage, PAS-
Färbung:
Schwache Anfärbung von
neutralen
Glykosaminoglykanen.
Chondroide Zellen sind
nicht zu erkennen.

2.4. Ligamentum accessorium

Das Ligamentum accessorium gleicht in seinem Aufbau einer Zugsehne. Die spindelförmigen Tendinozyten liegen zwischen stark gewellten kollagenen Fasern. Elastische Fasern lassen sich mit Hilfe der Resorcin-Fuchsin-Färbung im Randbereich des Ligamentum accessorium darstellen.

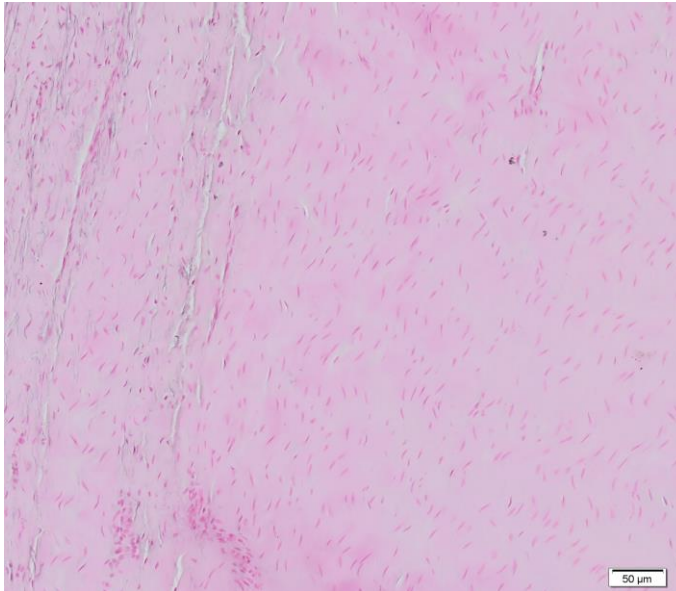


Abbildung 36: L.a. Fetus, Resorcin-Fuchsin-Färbung:
Spindelförmige Tendinozyten zwischen gewellten kollagenen Fasern. Elastische Fasern im Randbereich des Ligamentums.

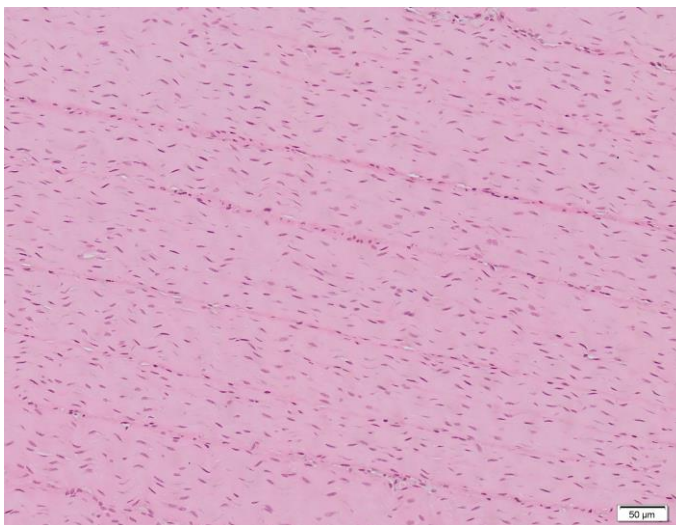


Abbildung 37: L.a. Fetus 133. Tag, HE-Färbung:
Rundlich bis spindelförmige Tendinozyten liegen Parallel zwischen den stark gewellten kollagenen Fasern.

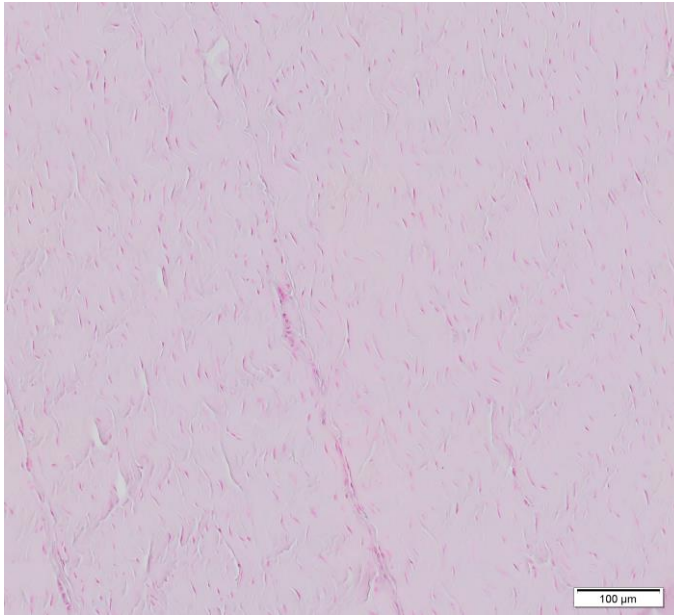


Abbildung 38: L.a. Fohlen 37 Tage, Resorcin-Fuchsin-Färbung:
In der Mitte des Ligamentums sind in dieser Altersstufe keine elastischen Fasern zu finden. Die spindel-förmigen Tendinozyten liegen parallel zwischen den gewellten kollagenen Fasern.



Abbildung 39: L.a. Fohlen 37 Tage, Resorcin-Fuchsin-Färbung:
Elastische Fasern im Randbereich des Ligamentums.

2.5. Gemeinsamer Zehenstrecker

Der gemeinsame Zehenstrecker ist nach dem Prinzip einer Zugsehne aufgebaut. Es lassen sich keine sauren oder neutralen Glykosaminoglykane darstellen. Die spindelförmigen Tendinozyten sind parallel angeordnet und liegen zwischen den stark gewellten kollagenen Fasern.

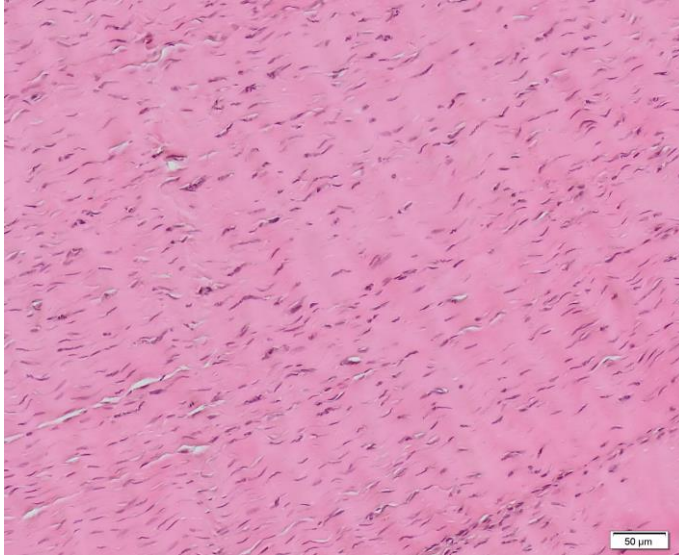


Abbildung 40: GZS Fetus 133. Tag, HE-Färbung:
Spindelförmige bis rundliche Tendinozyten liegen dicht beieinander, parallel zwischen den stark gewellten kollagenen Fasern.

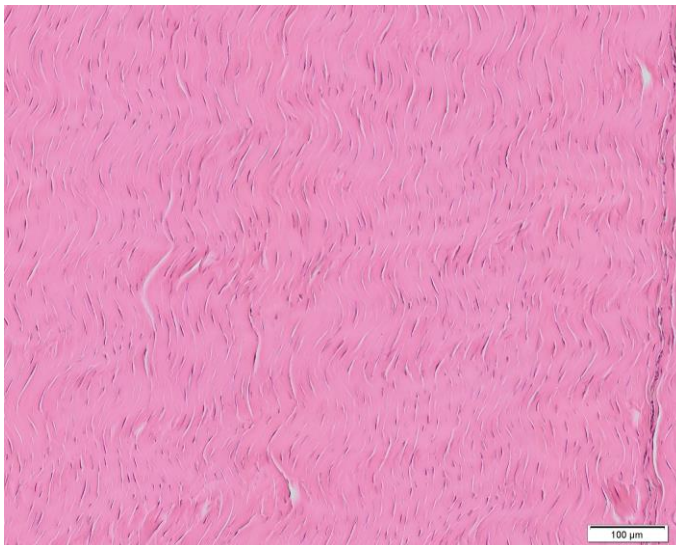


Abbildung 41: GZS Fohlen 0 Tage, HE-Färbung:
Die spindelförmigen bis rundlichen Tendinozyten liegen parallel zwischen den stark gewellten kollagenen Fasern. Die Dichte der Tendinozyten ist hoch.

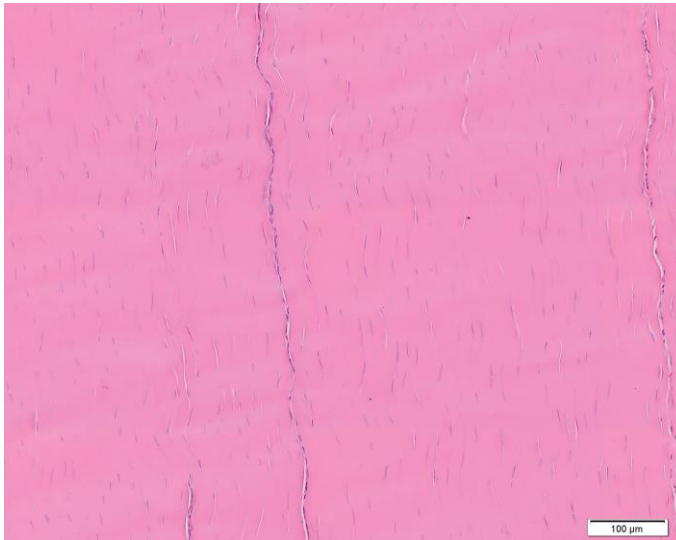


Abbildung 42: GZS
Fohlen 61 Tage, HE-
Färbung:
Spindelförmige
Tendinozyten liegen
parallel zwischen den
gewellten kollagenen
Fasern. Die Dichte
beginnt abzunehmen.

3. Morphometrie

In den folgenden Kapiteln sind die Ergebnisse der Morphometrie beschrieben. Die Kapitel sind jeweils in einen pränatalen (Tag -105 bis Tag 0) und einen postnatalen (ab Tag 1) Abschnitt unterteilt. Die Entwicklung der Eigenschaften über die Zeit ließen sich über mathematische Formeln beschreiben. Die konkreten Formeln sind weiter unten angegeben.

Die Steigung der Werte pränatal verläuft relativ linear. Daher konnte zur mathematischen Beschreibung der pränatalen Wachstumsprozesse die lineare Regression verwendet werden.

Die allgemeine Formel lautet: $y = ax + b$

a= Steigung, b= Konstante und x=Alter in Tagen

In einem weiteren Kapitel (Kapitel IV.5) werden die von mir erfassten Daten um die Daten von adulten Pferden von Reutter (2014) erweitert, um den Verlauf im weiteren Leben besser darstellen zu können. Auch hier konnte eine Formel aus den Daten ermittelt werden.

3.1. Querschnitt

3.1.1. Pränatal

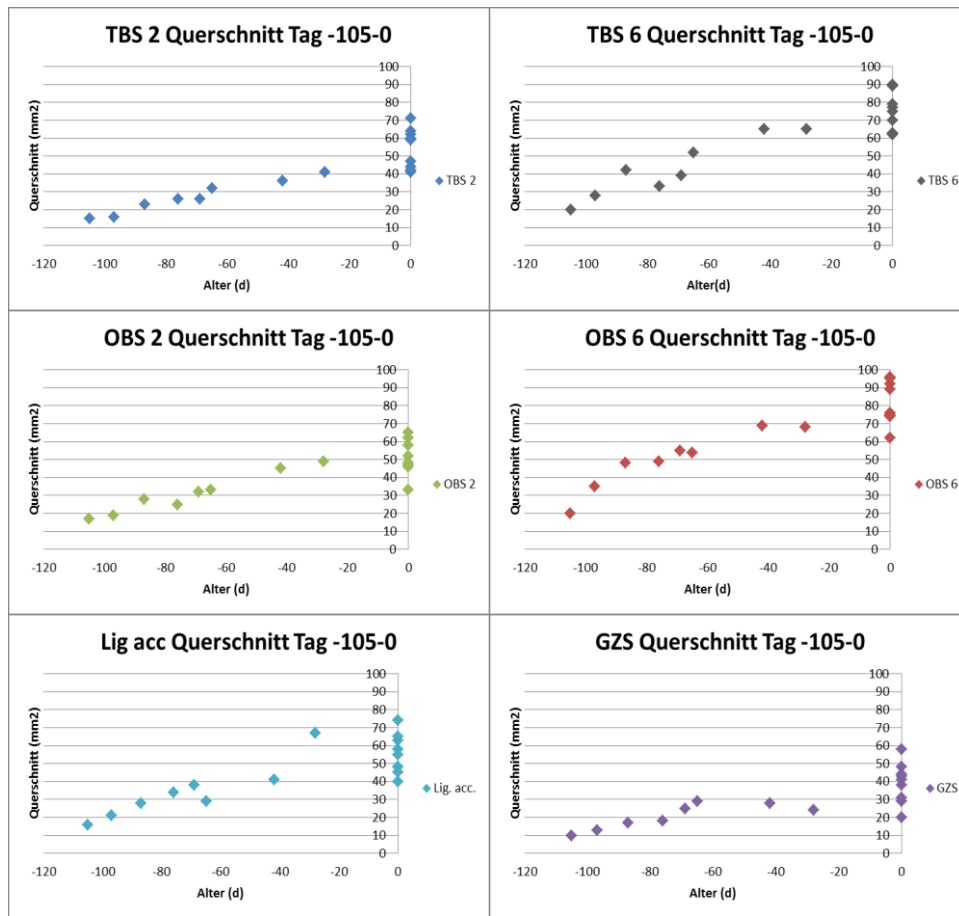


Abbildung 43: Entwicklung der pränatalen Querschnitte der Sehnenabschnitte

Zu Beginn der Entwicklung befinden sich die Sehnen relativ gleichförmig auf einem Niveau. Sie liegen an Tag -105 bei einem Querschnitt von ca. 20 mm², der GZS etwas darunter und beginnen sich zu differenzieren. Im weiteren Verlauf der Entwicklung nimmt der GZS, bis Tag Null um das 3,9fache zu.

Der Querschnitt der TBS 2 steigt pränatal relativ gleichförmig an und nimmt um den Faktor 3,6 zu. Der Zugsehnenbereich der OBS (OBS 2) verläuft ähnlich linear wie der Zugsehnenbereich der TBS (TBS 2). Die Entwicklung der TBS 2 und der OBS 2 unterscheiden sich nicht statistisch signifikant voneinander ($p=1,000$), ebenso wenig wie die Entwicklung des Ligamentum accessorium ($p=0,249$) und des GZS ($p=0,552$) von der TBS 2. Die Entwicklung des Ligamentum accessorium unterscheidet sich nicht statistisch signifikant von der OBS 2

($p=1,000$). Der Querschnitt der OBS 2 verdreifacht sich innerhalb des letzten Trächtigkeitsdrittel. Während der Entwicklung nimmt der Querschnitt des Ligamentum accessorium um den Faktor 3,4 zu. Die Kurve verläuft linear und auf Grund der raschen Steigung relativ steil.

Die Entwicklung des Querschnitts der TBS 6, hat einen steileren, weniger linearen Kurvenverlauf, als der der Zugsehnenbereiche der Beugesehnen. Der Wert steigt um den Faktor 3,7. Der Gleitsehnenbereich der OBS (OBS 6) zeigt einen ähnlichen Verlauf wie die TBS 6. Die Entwicklung der Querschnittsfläche nimmt bei der OBS 6, zwischen dem -105. Tag und dem 0. Tag, um das Vierfache zu. Es gibt keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der Steigung der Gleitsehnenbereiche der Beugesehnen ($p=0,378$). Die Gleitsehnenbereiche der Beugesehnen erzielen, im Vergleich mit den anderen Sehnenabschnitten, an Tag 0 den größten Querschnitt. Sie heben sich somit schon früh von den anderen Sehnenabschnitten ab.

Tabelle 7: Formel für die pränatale lineare Steigung des Querschnitts

TBS 2	$Y = 0,342x + 5,165$
TBS 6	$Y = 0,592x + 85,121$
OBS 2	$Y = 0,425x + 61,254$
OBS 6	$Y = 0,579x + 90,957$
Lig acc	$Y = 0,546x + 73,114$
GZS	$Y = 0,217x + 35,889$

3.1.2. Postnatal

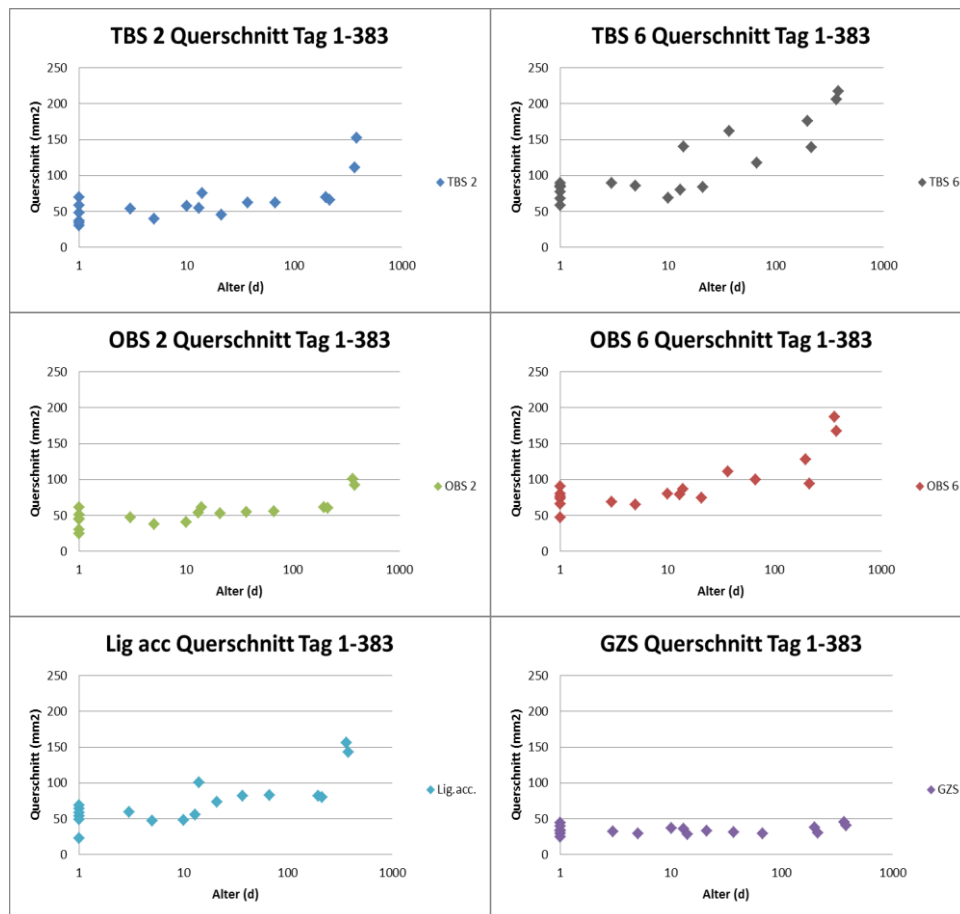


Abbildung 44: Entwicklung der postnatalen Querschnitte (Tag 1-383), die x-Achse ist logarithmisch

Der Querschnitt der TBS 2 nimmt zwischen dem 1.Tag und ca. einem Jahr (383 Tage) um knapp das Dreifache zu (Faktor 2,8). Die Kurve zeigt eine deutliche Steigung zwischen dem 6. Lebensmonat und dem ersten Lebensjahr. Die ersten sechs Monate nimmt die Steigung kontinuierlicher zu. Die TBS 2 unterscheidet sich statistisch nicht signifikant von der OBS 2 oder dem Lig.acc. ($p=1,000$). Der Kurvenverlauf der OBS 2 gleicht dem der TBS 2. Es gibt keinen statistisch signifikanten Unterschied (s.o.). Der Querschnitt der OBS 2 verdoppelt sich innerhalb des ersten Lebensjahrs. Der Querschnitt des Ligamentum accessorium steigt in den ersten Tagen der Geburt rasch an, hält sein Niveau bis mindestens zum 6. Lebensmonat, ist aber bei den Jährlingen deutlich größer. Bis zum 6. Lebensmonat steigt der Wert um das 1,5fache, zwischen dem 1. Tag und dem 1. Lebensjahr sogar um das 2,8fache. Hier lässt sich also eine Verdopplung des Querschnitts nach dem 6. Lebensmonat beschreiben. Der Kurvenverlauf des Ligamentum accessorium, der TBS 2 ($p=1,000$) sowie der OBS 2 ($p=0,071$) ist

sehr ähnlich. Der Querschnitt des GZS bleibt nahezu gleich (Faktor 1,2). Die Kurve beschreibt, im Gegensatz zu den anderen Sehnenabschnitten, nur eine geringgradige Steigung.

Die Zunahme des Querschnitts bei der TBS 6 erscheint etwas gleichförmiger als bei der TBS 2, doch auch hier findet man zwischen dem 6. Lebensmonat und dem vollendeten ersten Lebensjahr einen deutlichen Anstieg. Die Zunahme der Querschnittsfläche bis zum ersten Lebensjahr verdreifacht sich beinahe (Faktor 2,9). Die Kurve der OBS 6 hat einen ähnlichen Verlauf, wie die der TBS 6, sie erscheint beinahe linear zu verlaufen. Der Querschnitt der OBS 6 nimmt um den Faktor 2,3 zu. Zwischen dem Querschnitt der beiden Gleitsehnenbereiche der Beugesehnen ist innerhalb des ersten Lebensjahres kein statistisch signifikanter Unterschied zu ermitteln ($p=0,529$). Die Gleitsehnenbereiche der Beugesehnen verhalten sich sehr ähnlich.

4. Biomechanik

In den folgenden Kapiteln werden die Ergebnisse zu den biomechanischen Untersuchungen beschrieben. Die Kapitel sind, wie schon im vorhergehenden Kapitel der Morphometrie, jeweils in einen pränatalen (Tag -105 bis Tag 0) und einen postnatalen (ab Tag 1) Abschnitt unterteilt. Anhand der Entwicklung der Eigenschaften über die Zeit lassen sich mathematische Formeln beschreiben. Die konkreten Formeln sind weiter unten angegeben.

Die Steigung der Werte pränatal verläuft relativ linear. Daher konnte eine Formel zur linearen Steigung eingesetzt werden.

Die allgemeine Formel lautet: $y=ax+b$

a= Steigung, b= Konstante und x=Alter in Tagen

In einem weiteren Kapitel (Kapitel IV.5) werden die von mir erfassten Daten um die Daten von adulten Pferden von Reutter (2014) erweitert, um den Verlauf im weiteren Leben besser darstellen zu können. Auch hier konnte eine Formel aus den Daten ermittelt werden.

4.1. Bruchlast

4.1.1. Pränatal

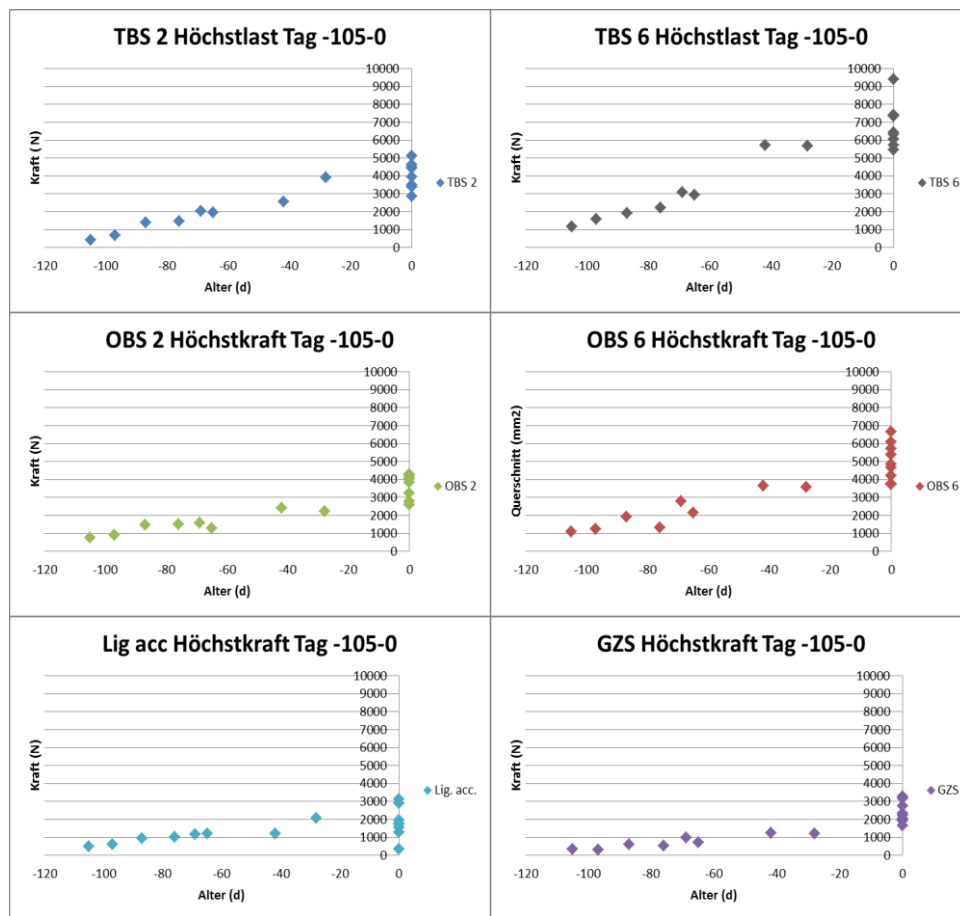


Abbildung 45: Entwicklung der pränatalen Bruchlast

Am Anfang der Entwicklung liegen die Werte der Bruchlast der Zugsehnenbereiche, des Ligamentum accessorium und des GZS auf einem Niveau. Die Bruchlast der TBS 2 steigt pränatal relativ linear an. Sie verzehnfacht sich nahezu (Faktor 9,7). Einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der TBS 2 und den Bereichen der OBS gibt es nicht (OBS 2: $p=1,000$, OBS 6 $p=1,000$). Die OBS 2 weist einen relativ linearen Verlauf auf. Ihre Bruchlast verfünffacht sich (Faktor 4,7). Das Ligamentum accessorium steigt ebenfalls linear an. Die Bruchlast der Feten vervierfacht sich (Faktor 3,6). Auch der gemeinsame Zehenstrecker zeigt pränatal einen linearen Anstieg der Kurve. Die Bruchlast nimmt bis Tag Null um das 6,7fache, bis Tag -28 um das 3,5fache, zu. Die Bruchlast des GZS nimmt somit in den letzten vier Wochen der Trächtigkeit noch erheblich zu. Zwischen dem GZS und dem Ligamentum accessorium gibt es

hinsichtlich der Bruchlast keinen statistisch signifikanten Unterschied ($p=1,000$). Um Tag Null gleichen sich die Höhen der Werte der beiden Zugsehnenanteile, sowie die des L.a. und des GZS.

Die Bruchlast der TBS 6 steigt weniger kontinuierlich an, die Werte für die Bruchlast der beiden älteren Feten liegen bereits bei vergleichbaren Werten wie die der Neugeborenen. Vom Fetus bis zum 0 Tage alten Fohlen versechsfacht sich der Wert (Faktor 5,9). Bei der OBS 6 lässt sich eine ähnliche Kurve feststellen. Die Bruchlast nimmt innerhalb der letzten 105 Tage der Trächtigkeit um den Faktor 4,6 zu. Zwischen den Gleitsehnenbereichen der Beugesehnen ist kein statistisch signifikanter Unterschied festzustellen ($p=0,088$). Um Tag Null liegen die Werte für die Bruchlast auf ähnlicher Höhe.

Tabelle 8: Formeln der pränatalen linearen Steigung der Bruchlast

TBS 2	$Y = 40,965x + 4725,125$
TBS 6	$Y = 64,893x + 7652,544$
OBS 2	$Y = 19,999x + 2934,951$
OBS 6	$Y = 36,078x + 4791,686$
Lig acc	$Y = 16,845x + 2289,495$
GZS	$Y = 13,034x + 1669,225$

4.1.2. Postnatal

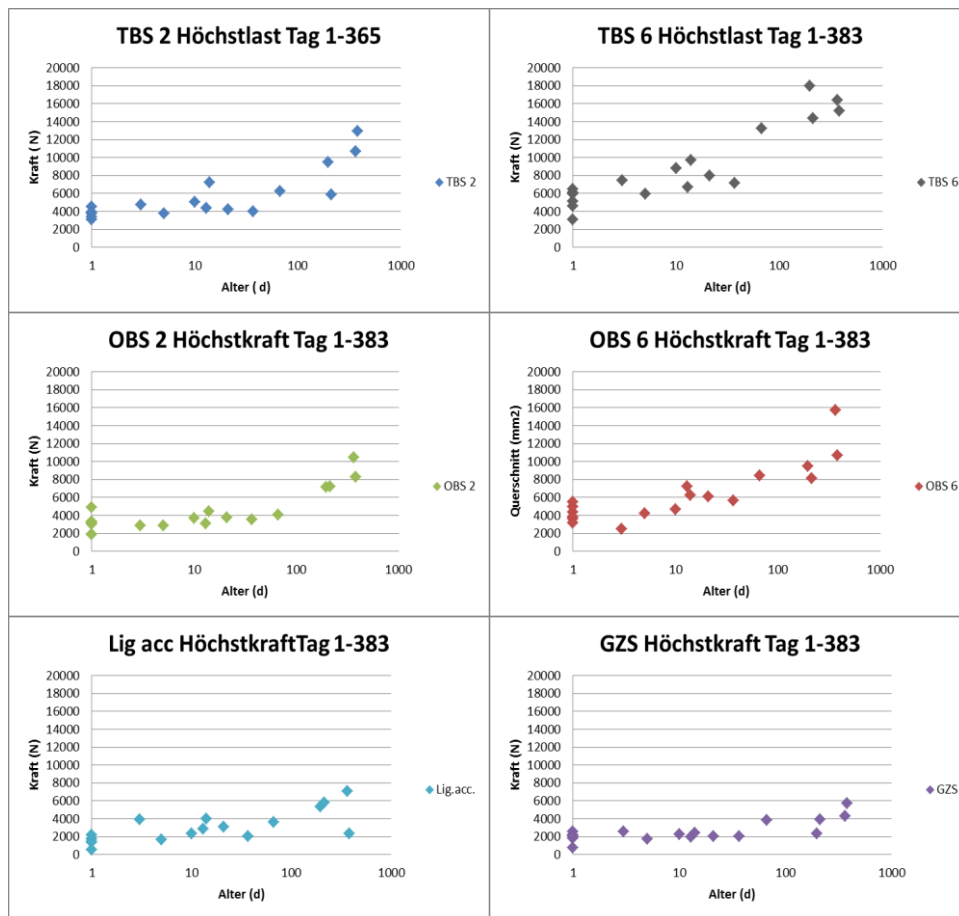


Abbildung 46: Entwicklung der postnatalen Bruchlast, die x-Achse ist logarithmisch

Bei der Entwicklung der Bruchlast (Höchstlast, F_{max}) beginnen die Sehnenabschnitte auf einem unterschiedlichem Niveau. Die Werte des GZS und des L.a. sind am geringsten, gefolgt von den Zugsehnenanteilen der Beugesehnen. Die höchsten Werte ergeben sich, auch schon kurz nach der Geburt, für die Gleitsehnenbereiche der Beugesehnen.

Die Bruchlast der TBS 2 steigt zunächst linear an. Die Steigung der Kurve flacht zwischen dem sechsten Monat und dem zwölften Monat etwas ab. Die größte Steigung erkennt man bis zum sechsten Monat. Die Bruchlast der TBS 2 verdreifacht sich im ersten Lebensjahr beinahe (Faktor 2,9). Die Bruchlast der OBS 2 hat ähnlichen Anstieg wie die TBS 2, sie steigt um den Faktor 2,7. Das Ligamentum accessorium steigt anders als die bisherigen Sehnen bis zum sechsten Monat deutlich und steil an, erst danach beginnt die Steigung der Kurve flacher zu werden. Das Ligamentum accessorium steigert seine Bruchlast im ersten

Lebensjahr um den Faktor 2,8. Der GZS hat einen steilen Anstieg der Kurve für die Bruchlast in den ersten zwei Lebensmonaten, danach verändern sich die Werte und somit die Steigung der Kurve nur noch geringgradig. Die Bruchlast des GZS verdoppelt sich (Faktor 2,1). Zwischen dem Ligamentum accesorium und dem GZS ist kein statistischer Unterschied hinsichtlich der Steigung der Bruchlast zu erkennen ($p=1,000$). Auch die Höhe der Werte nach einem Jahr ist ähnlich.

Die Bruchlast der TBS 6 steigt nach der Geburt steil an. Zwischen dem 67. Tag und dem 383. Tag nimmt die Steigung nicht mehr so stark zu. Die Werte unterscheiden sich weniger stark und die Steigung der Kurve ist deutlich flacher. Die Bruchlast der TBS 6 nimmt innerhalb des ersten Jahres um den Faktor 2,3 zu. Die Steigung der Kurve der OBS 6 ist in den ersten zwei Lebensmonaten deutlich steiler als in den darauf folgenden. Die Bruchlast der OBS 6 nimmt um den Faktor 2,6 zu. Mit einem Jahr unterscheiden sich die Werte in ihrer Höhe jedoch deutlich ($p<0,001$).

4.2. Zugfestigkeit

4.2.1. Pränatal

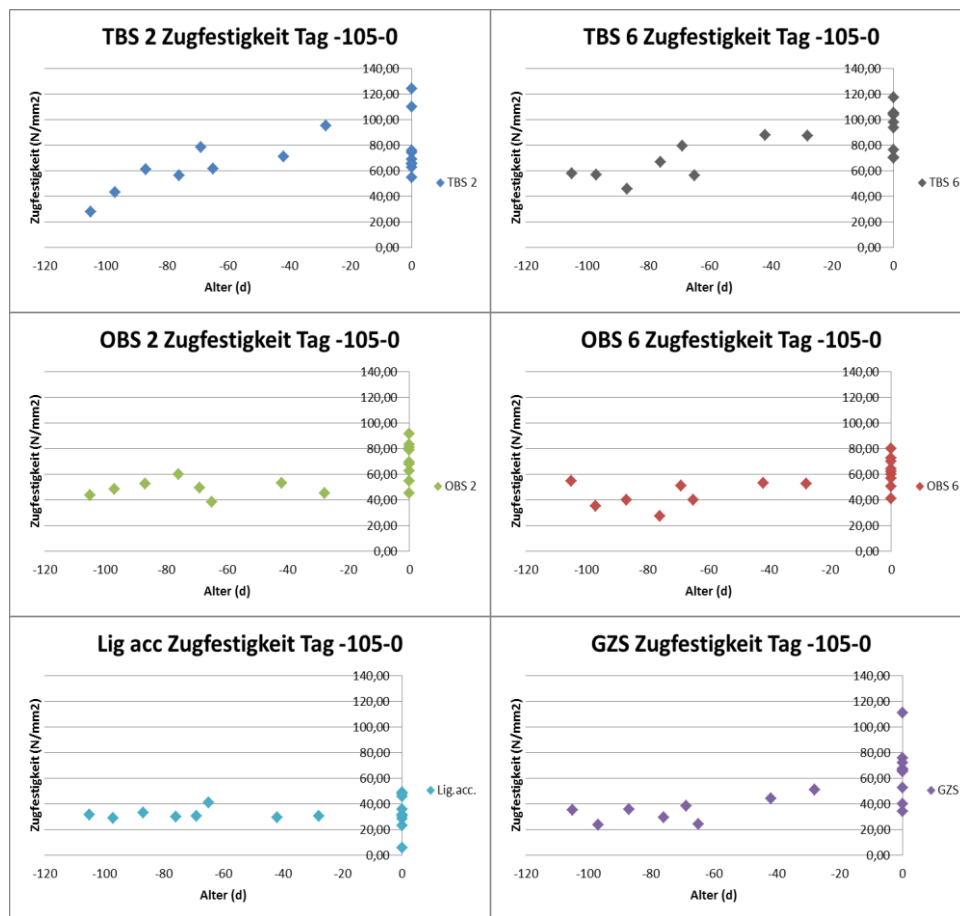


Abbildung 47: Entwicklung der pränatalen Zugfestigkeit

Bei der Entwicklung der Zugfestigkeit zeigen sich schon früh deutliche Unterschiede. Die Kurve der Zugfestigkeit für die TBS 2 verläuft nicht vollständig linear sondern hat eine leicht konvexe Krümmung. Die Zugfestigkeit der TBS 2 nimmt, zwischen dem -105. und dem 0. Tag, um den Faktor 2,8 zu. Die TBS 2 unterscheidet sich nicht statistisch signifikant von der TBS 6 ($p=1,000$) und der OBS 2 ($p=0,249$). Die OBS 2 steigt zunächst linear an, verzeichnet dann einige Ausreißer und flacht im weiteren Verlauf etwas ab. Die Zugfestigkeit im Zugsehnenteil der OBS nimmt etwas zu (Faktor 1,6). Die Entwicklung der Zugfestigkeit des Ligamentum accessorium bleibt gleichförmig (Faktor 1). Die Kurve des gemeinsamen Zehenstreckers steigt leicht und linear an, die Zugfestigkeit steigt um den Faktor 1,8. GZS und Ligamentum accessorium unterscheiden sich nicht statistisch signifikant voneinander ($p=1,000$). Die Kurve

der Zugfestigkeit für die TBS 6 steigt flacher an. Die Zugfestigkeit der TBS 6 nimmt um das 1,6fache zu. Bei der OBS 6 nimmt die Kurve zunächst linear zu, flacht dann aber etwas ab. Sie steigert sich ebenfalls kaum (Faktor 1,1). Zwischen den beiden oberflächlichen Beugeschnen gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied ($p=1,000$). Die OBS 6 unterscheidet sich auch nicht statistisch signifikant von dem GZS ($p=1,000$) und dem Ligamentum accessorium ($p=0,334$). Die beiden Abschnitte der OBS haben um Tag Null sehr ähnlich hohe Werte, auch der GZS und das Ligamentum accessorium bewegen sich mit ihren Werten in einer ähnlichen Höhe. Die Werte der TBS liegen darüber.

Tabelle 9: Formeln für die lineare Steigung der pränatalen Zugfestigkeit

TBS 2	$Y = 0,708x + 112,373$
TBS 6	$Y = 0,487x + 101,933$
OBS 2	$Y = -0,005x + 48,565$
OBS 6	$Y = 0,132x + 53,68$
Lig acc	$Y = 0,002x + 32,267$
GZS	$Y = 0,248x + 52,961$

4.2.2. Postnatal

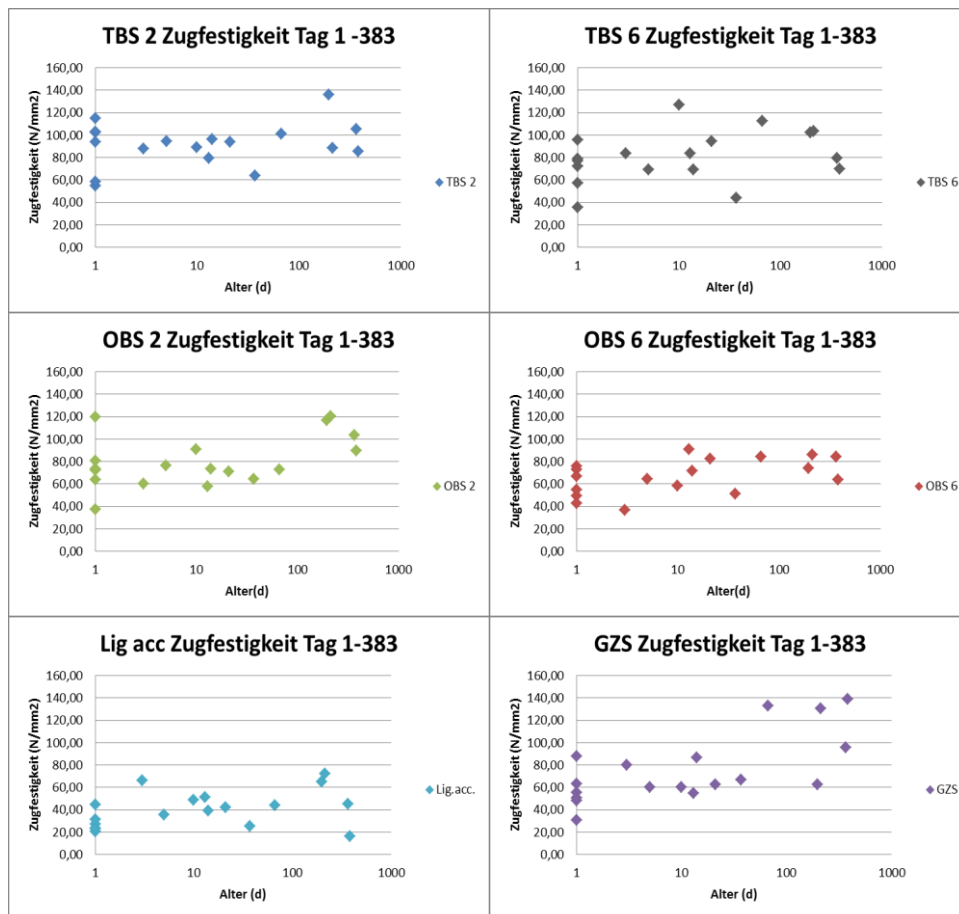


Abbildung 48: Entwicklung der postnatalen Zugfestigkeit,
die x-Achse ist logarithmisch

Bei der Entwicklung der postnatalen Zugfestigkeit fällt deutlich eine individuelle Streuung der Werte auf. Die Steigung der Kurven ist insgesamt eher flach. Die Werte der Beugesehnen befinden sich an Tag 1 ungefähr auf einem Niveau, das Niveau des GZS liegt etwas darunter und das L.a. hat an Tag 1 die geringsten Werte.

Die Zugfestigkeit der TBS 2 nimmt innerhalb der ersten Lebenstage zu, hat aber schon nach wenigen Tagen den Wert erreicht, der auch von den Jährlingen erreicht wird. Die Zugfestigkeit der TBS 2 nimmt um den Faktor 1,2 zu. Bei der OBS 2 sieht es ähnlich aus. Die Zugfestigkeit der OBS 2 nimmt um das 1,4fache zu. Zwischen der Zugfestigkeit der TBS 2 und TBS 6 ($p=1,000$), der TBS 2 und OBS 2 ($p=0,334$) sowie der TBS 6 und OBS 2 ($p=1,000$) ist kein statistisch signifikanter Unterschied zu erkennen. Im Gegensatz dazu steht das Ligamentum accessorium. Bei den Werten zur Zugfestigkeit hebt sich das Ligamentum

accessorium deutlich von den anderen Sehnenabschnitten ab und unterscheidet sich signifikant von den anderen Sehnen ($p < 0,001$). Zwischen den neugeborenen Fohlen und den Jährlingen ändert sich die Zugfestigkeit des Ligamentum accessorium kaum (Faktor 0,9). Die Zugfestigkeit des GZS nimmt im ersten Monat deutlich zu, danach sind die Unterschiede der Zugfestigkeit der verschiedenen Altersstufen nicht mehr so gravierend. Die Werte für die Zugfestigkeit des GZS sind am höchsten, daher ist die Steigung der Kurve beim GZS im Vergleich relativ steil. Die Zugfestigkeit des GZS steigt um das 1,8fache. Die Zugfestigkeit der TBS 6 steigt bis zu etwa einem halben Jahr deutlich an. Der Faktor von 0,8 zeigt eine geringradige Abnahme in der Zugfestigkeit der TBS 6 im ersten Lebensjahr. Die Zugfestigkeit der OBS 6 steigt nach der Geburt sehr rasch an und hat bereits nach wenigen Tagen Werte erreicht, die mit den Jährlingen vergleichbar sind. Die Zugfestigkeit von Tag 1 bis zum Jährling der OBS 6 steigt um das 1,2fache. Zwischen der Zugfestigkeit der OBS 6 und OBS 2 ($p = 0,366$) und der OBS 6 und dem GZS ($p = 1,000$) ist kein statistisch signifikanter Unterschied

4.3. Zugbelastbarkeit

4.3.1. Pränatal

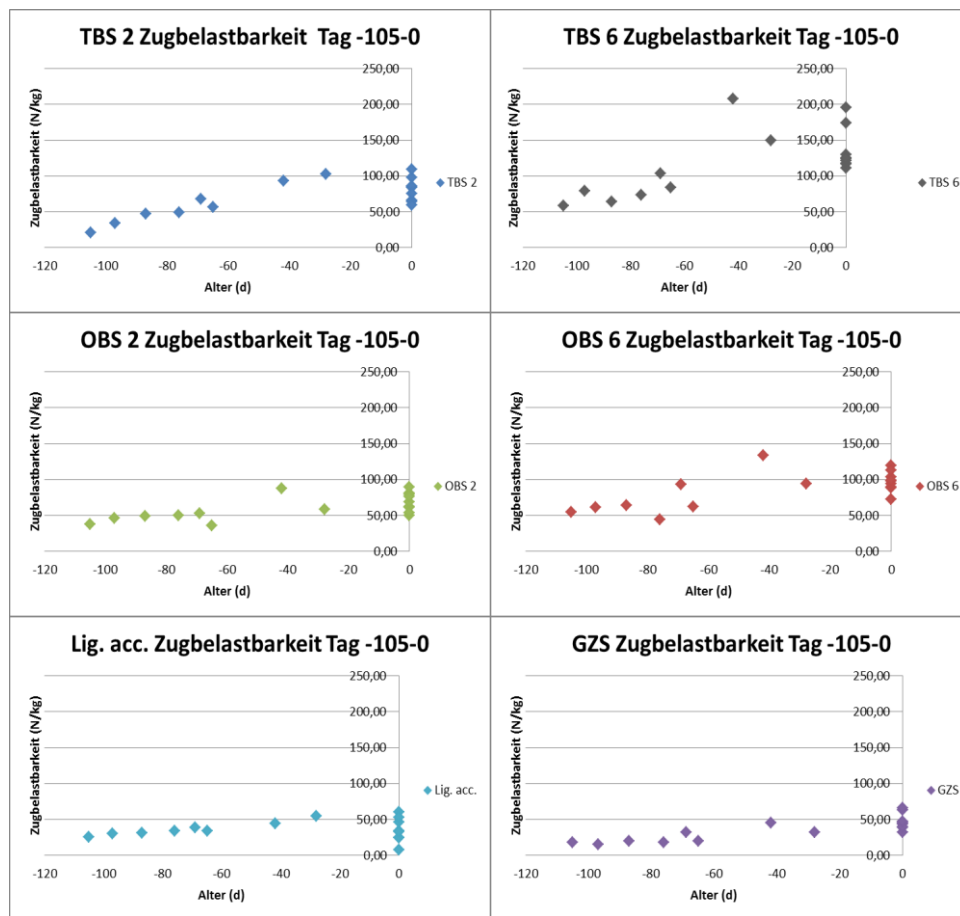


Abbildung 49: Entwicklung der pränatalen Zugbelastbarkeit

Bei der Entwicklung der Zugbelastbarkeit liegt der erste pränatale Wert der Zugsehnenbereiche der Beugesehnen, des L.a. und des GZS auf einem Niveau. Die Werte für die Gleitsehnenbereiche der Beugesehnen haben von Beginn an ein höheres Niveau. Insbesondere die Sehnenbereiche der tiefen Beugesehne nehmen in der pränatalen Phase stark zu. Der Zugsehnenbereich nimmt um das 3,8fache, der Gleitsehnenbereich um das 2,3fache zu. Niedrigere Zunahmen für die Zugbelastbarkeit erzielen die OBS und das L.a.. Der Zugsehnenbereich der OBS nimmt um das 1,8fache, der Gleitsehnenbereich um den Faktor 1,7 zu und das L.a. um das 1,4fache. Die Entwicklung der Zugbelastbarkeit des GZS nimmt zunächst langsam zu. Die Steigung der Kurve nimmt ca. 2 Monate prä partum zu und steigt bis zu Tag Null um das 2,6fache.

Die TBS 2 gleicht der OBS 2 und der OBS 6 ($p=1,000$), sowie das L.a. dem GZS

($p=1,000$). Die TBS 6 unterscheidet sich statistisch signifikant von allen anderen Sehnenabschnitten ($p<0,001$). Das liegt an der Höhe der erreichten Werte.

Tabelle 10: Formeln für die pränatale lineare Steigung der Zugbelastbarkeit

TBS 2	$Y = 1,046x + 133,438$
TBS 6	$Y = 1,618x + 217,498$
OBS 2	$Y = 0,395x + 80,220$
OBS 6	$Y = 0,795x + 132,533$
Lig acc	$Y = 0,334x + 60,395$
GZS	$Y = 0,308x + 46,969$

Postnatal

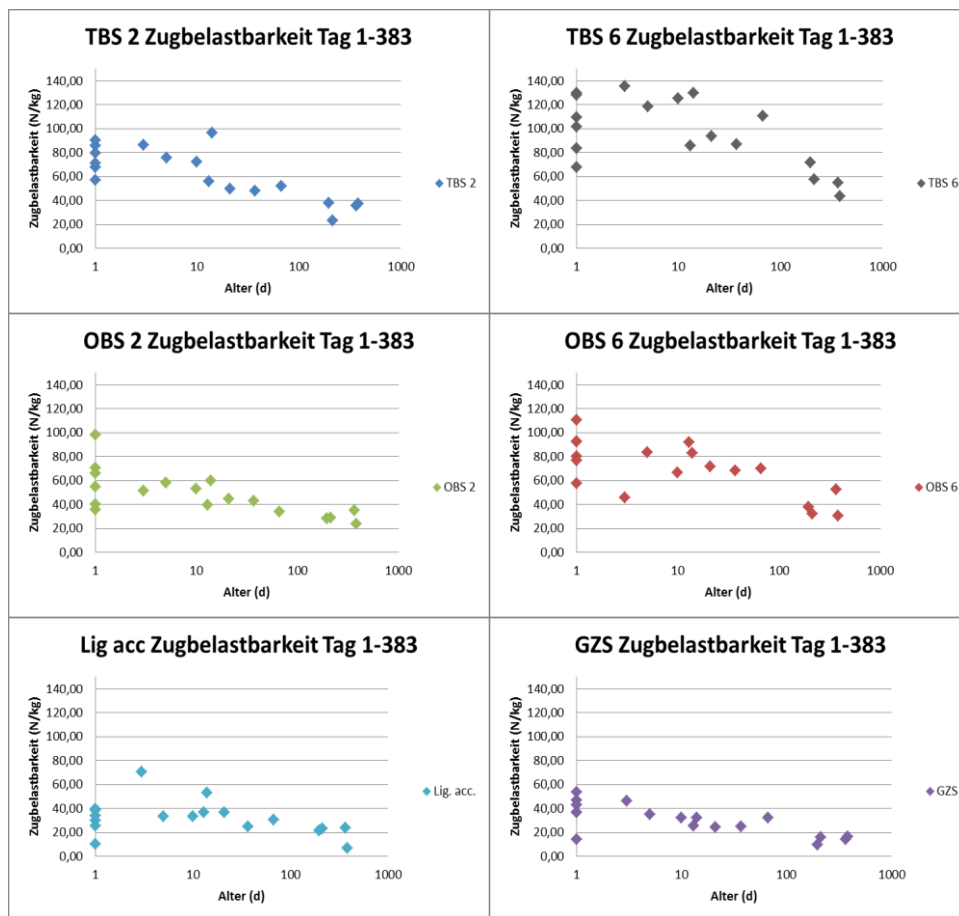


Abbildung 50: postnatale Zugbelastbarkeit, die x-Achse ist logarithmisch

Die Zugbelastbarkeit ist der einzige untersuchte Wert, der sich innerhalb der Entwicklung verringert. Die Kurve zeigt keine Steigung, sondern fällt ab. Um den Zeitpunkt der Geburt sind alle Werte der Zugbelastbarkeit am höchsten und beginnen innerhalb der ersten 10 Tage, mit zunehmendem Gewicht der Fohlen, abzunehmen. Die Werte der TBS 2 halbieren sich, die des GZS verringern sich um den Faktor 0,3. Die Werte der restlichen Sehnenabschnitte (TBS 6, OBS 2, OBS 6, L.a.) halbieren sich deutlich (Faktor 0,4).

Die Zugsehnenbereiche der Beugesehnen ähneln sich in ihrem Kurvenverlauf, ebenso das L.a. und der GZS. Dies drückt auch die statistische Signifikanz aus (TBS 2 und OBS 2 $p=0,234$) (L.a. und GZS $p=1,000$). Der Kurvenverlauf der OBS 2 gleicht zudem statistisch signifikant dem Verlauf des L.a. ($p=1,000$) und dem GZS ($p=0,177$).

4.4. E-Modul

4.4.1. Pränatal

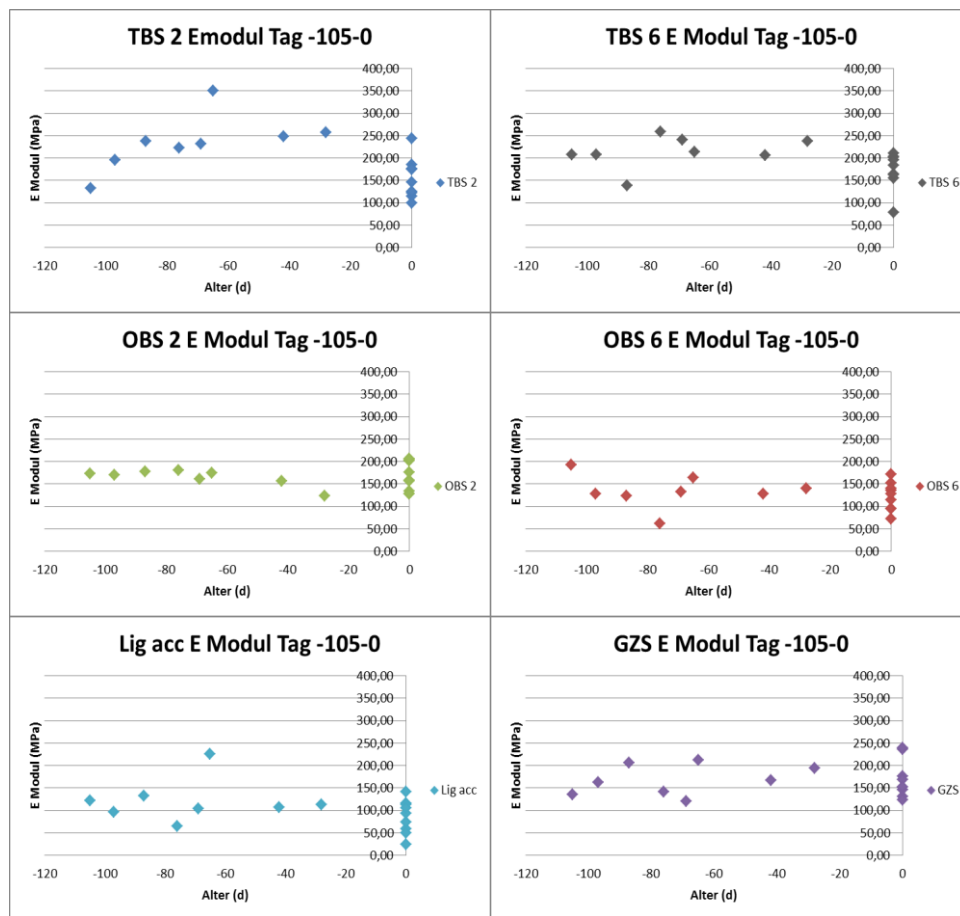


Abbildung 51: Entwicklung des pränatalen E-Modul

Bei der pränatalen Entwicklung des E-Moduls gibt es individuelle Kurvenverläufe. Bis auf die beiden Gleitsehnensbereiche, starten die anderen Sehnenabschnitte auf einem vergleichbaren Niveau, entwickeln sich aber individuell weiter. In diesem weiteren Verlauf der Entwicklung des E-Moduls verhalten sich die beiden Sehnenabschnitte der TBS ähnlich, sie erreichen vergleichsweise hohe Werte. Zwischen den beiden Abschnitten der TBS gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied ($p=1,000$). Wenngleich auch die Zunahme der TBS 2 mit dem Faktor 1,2 etwas höher liegt als bei der TBS 6 (Faktor 0,8).

Die OBS 2, OBS 6, das L.a. sowie der GZS erreichen weniger hohe Werte und unterscheiden sich nicht statistisch signifikant voneinander (OBS 6 zu OBS 2, L.a. und GZS $p=1,000$) Zum Teil fallen die Werte des E-Moduls zur Geburt hin ab.

Bei der OBS 6 um den Faktor 0,6, beim L.a. um den Faktor 0,7. Die OBS 2 hält ihre Werte bis Tag Null (Faktor 1).

Tabelle 11: Formeln zur linearen Steigung des pränatalen E Moduls

TBS 2	$Y = 1,361x + 331,314$
TBS 6	$Y = 0,446x + 245,647$
OBS 2	$Y = -0,553x + 125,551$
OBS 6	$Y = -0,216x + 118,617$
Lig acc	$Y = 0,108x + 128,532$
GZS	$Y = 0,417x + 197,412$

4.4.2. Postnatal

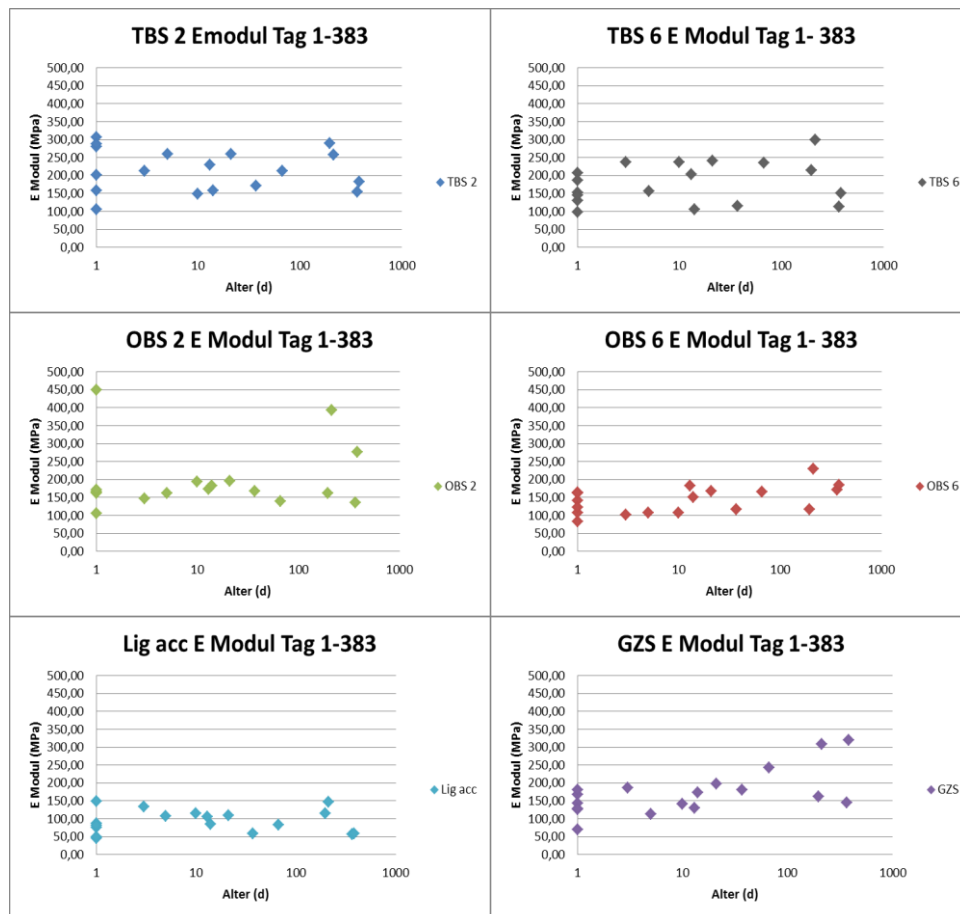


Abbildung 52: Die Entwicklung des postnatalen E-Moduls,
die x-Achse ist logarithmisch

Die Entwicklung des E-Moduls beginnt für alle Sehnenabschnitte auf einem Niveau, entwickelt sich dann aber sehr individuell. Der E-Modul nimmt im ersten Jahr nur langsam, wenn überhaupt, zu. Die ersichtliche Zunahme ist beim GZS zu erkennen (Faktor 1,4). Doch auch die Steigung der OBS 6 nimmt um denselben Faktor zu. Die Werte der anderen Sehnenabschnitte streuen zum Teil sehr stark und eine Steigung ist weniger klar zu erkennen. Die TBS 2 nimmt um den Faktor 1,1 zu, die OBS 2 um das 1,2fache. Das Niveau der Werte der TBS 2, der TBS 6, der OBS 2 und des GZS ist ähnlich, sie unterscheiden sich nicht statistisch signifikant voneinander ($p=1,000$).

Das L.a. behält insgesamt die niedrigsten Werte für den E-Modul bei, es unterscheidet sich als einziger Sehnenabschnitt statistisch signifikant von den anderen Abschnitten ($p>0,001$ bzw. für die OBS 6 $p=0,011$). Anhand des E-Moduls kann im ersten Jahr nicht zwischen Zugsehnenbereich und

Gleitsehnenbereich unterschieden werden.

5. Postnatale Entwicklung bis zum adulten Pferd

Für einen Vergleich zu adulten Pferden wurden die Daten aus der Dissertation von Frau M. Reutter (Reutter 2014) herangezogen. Mit den ermittelten Daten wurde mit Hilfe der nichtlinearen Regression eine Formel erstellt, welche Wachstumsprozesse in einer Kurvenfunktion beschreibt. Um die Funktion errechnen zu können, mussten für das Programm die Geburtsdaten der Fohlen ins Positive umgewandelt werden. Es wurden daher zum eigentlichen Alter 336 Tage hinzugezählt. Ein Fohlen mit dem Alter von 0 Tagen wurde somit 336 Tage alt. Zur Unterscheidung wurde diese Altersangabe "Alter positiv" genannt.

Die allgemeine Kurvenfunktion lautet: $y=e^{(b_0+b_1/x)}$

5.1. Querschnitt

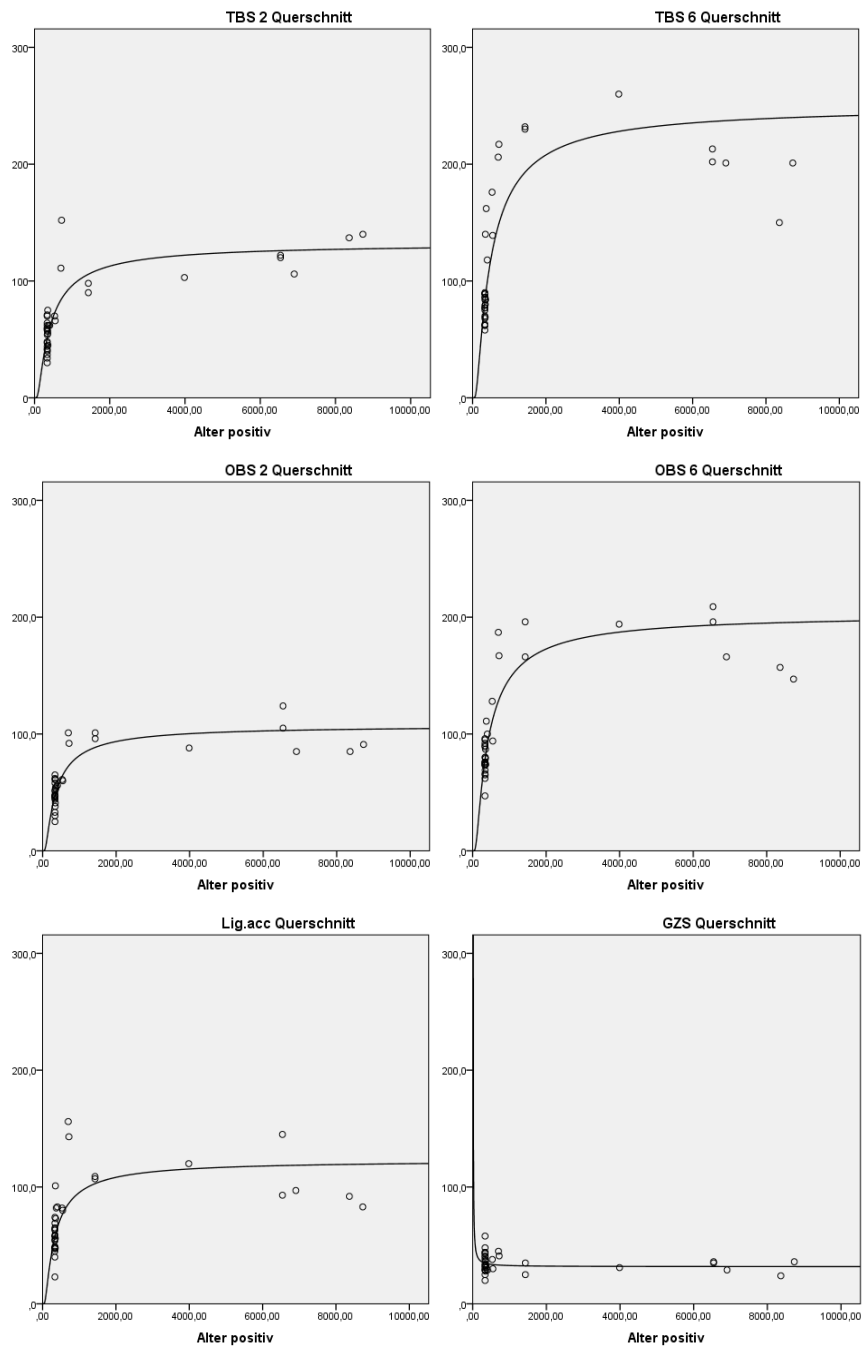


Abbildung 53: Die Entwicklung des Querschnitts Postnatal- Adult;
Alter positiv in Tagen, Querschnitt in mm^2

Der Querschnitt entwickelt sich sehr abhängig vom jeweiligen Sehnenabschnitt. Die Gleitsehnenbereiche der Beugesehnen (TBS 6 und OBS 6) nehmen am stärksten zu und erreichen die größten Werte für den Querschnitt. Die Zugsehnenbereiche (TBS 2, OBS 2, L.a.) verhalten sich in der Höhe ihrer Werte ebenfalls ähnlich. Der Querschnitt der TBS 2 vom postnatalen Fohlen bis zum

adulten Pferd nimmt im ersten Lebensjahr stark zu, danach flacht die Kurve ab und nähert er sich beim Warmblut asymptotisch einem Wert um 120mm^2 an. Der Querschnitt vom neugeborenen Fohlen bis zum adulten verdoppelt sich (Faktor 2,1). Der Querschnitt der OBS 2 zeigt ebenfalls einen deutlichen Anstieg bis zum ersten Lebensjahr, danach steigt er weniger stark an. Der Querschnitt der OBS 2 nimmt um das 1,9fache zu. Im Vergleich zur TBS 2 gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied ($p=1,000$). Der Querschnitt des Ligamentum accessorium steigt in den ersten drei Jahren deutlich an, danach flacht die Kurve ab. Die größte Zunahme der Steigung geschieht auch hier im ersten Lebensjahr. Die Zunahme des Querschnitts des Ligamentum accessorium nimmt um das 1,9fache zu. Es zeigt keine statistisch signifikanten Unterschied zu den beiden Zugsehnenbereichen der Beugesehnen; TBS 2 ($p=1,000$) und zur OBS 2 ($p=0,829$). Der Querschnitt des GZS verändert sich im Laufe des Lebens kaum. Er hat die niedrigsten Werte, die schon sehr früh erreicht werden und entwickelt sich dann nicht mehr weiter. Der Faktor der Zunahme von 0,8 verdeutlicht diese Entwicklung. Daher ist der Kurvenverlauf sehr gerade. Beim GZS unterscheidet sich der Querschnitt statistisch signifikant von den anderen Sehnenabschnitten ($p<0,001$ bzw. OBS 2 $p=0,002$).

Die Gleitsehnenbereiche der Beugesehnen heben sich von den anderen Sehnenabschnitten durch die Größe des Querschnitts deutlich ab. Untereinander zeigen sie aber keinen statistisch signifikanten Unterschied ($p=0,349$). Die Werte für die TBS 6 sind etwas höher als die der OBS 6, der Kurvenverlauf ist aber sehr ähnlich. Beide erreichen mit etwas über einem Jahr die Werte der adulten Pferde, danach beginnt die Steigung der Kurve abzuflachen und bekommt einen asymptotischen Verlauf. Die Zunahme des Querschnitts der TBS 6 steigert sich um das 2,8fache. Der Querschnitt der OBS 6 nimmt um den Faktor 2,2 zu.

Tabelle 12: Formeln für den Querschnitt

TBS 2	$Y=e^{(4,8885+(-319,648/x))}$
TBS 6	$Y=e^{(5,523+(-371,918/x))}$
OBS 2	$Y=e^{(4,677+(-276,689/x))}$
OBS 6	$Y=e^{(5,313+(-321,48/x))}$
L.a.	$Y=e^{(4,813+(-256,43/x))}$
GZS	$Y=e^{(3,459+(30,656/x))}$

5.2. Bruchlast

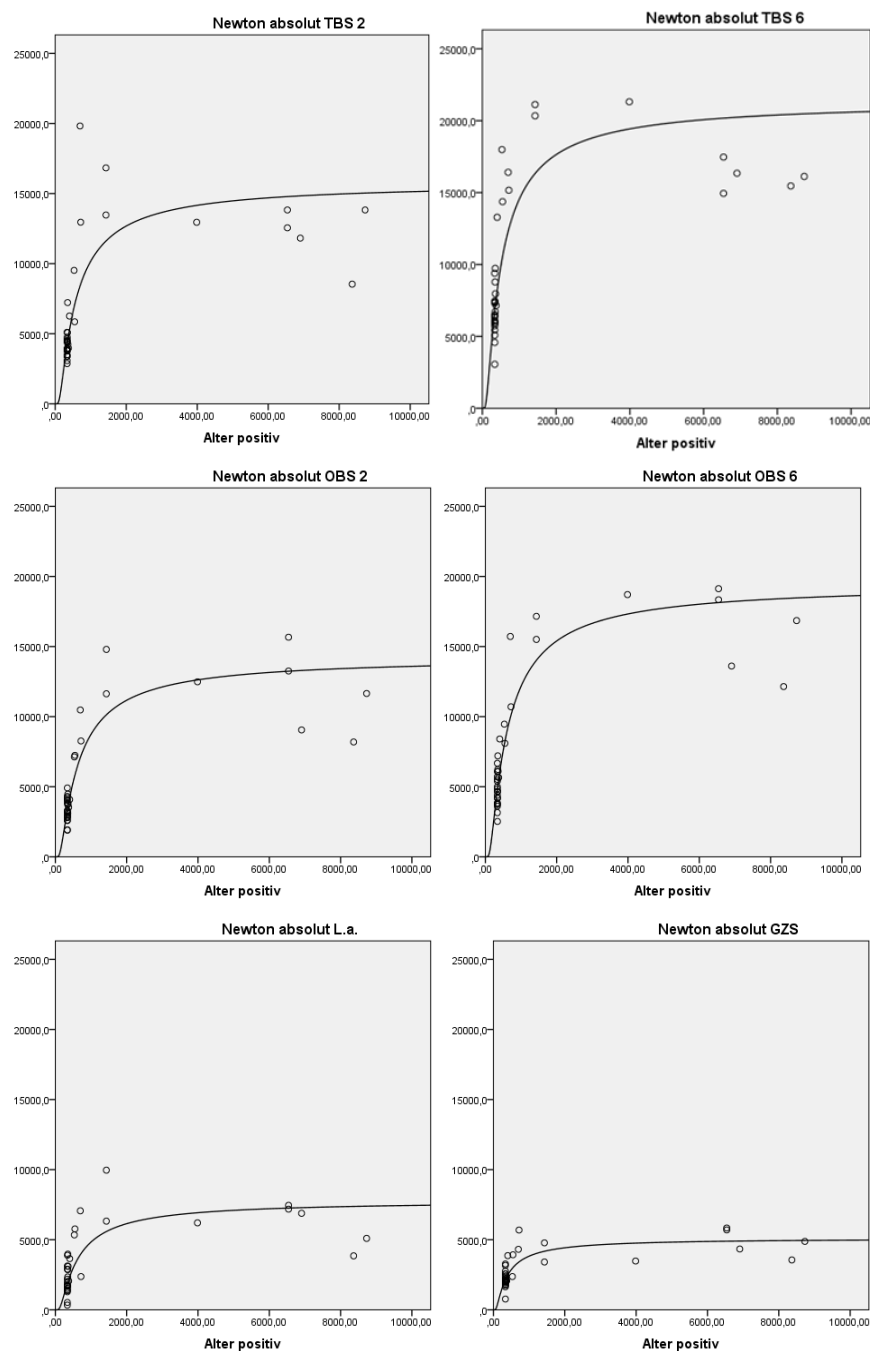


Abbildung 54: Entwicklung der Bruchlast postnatal- Adult; Alter positiv in Tagen; Bruchkraft (Newton absolut) in Newton

Wie auch schon beim der Entwicklung des Querschnitts zu erkennen ist, erzielen auch in der Bruchlast die Gleitsehnenbereiche der Beugesehnen die höchsten Werte. Die Zugsehnenbereiche erreichen diese hohen Werte nicht, insbesondere die Werte des L.a. und des GZS liegen weit darunter.

Die Bruchlast der TBS 2 lässt bis zum ersten Lebensjahr eine deutliche Steigung

erkennen. Danach sind die Unterschiede der Bruchlast nicht mehr groß. Die Werte der Bruchlast nehmen vom neugeborenen Fohlen bis zum adulten um das 3,2fache zu. Auch die OBS 2 nimmt ab dem ersten Lebensjahr weniger deutlich zu. Die Zunahme der Bruchlast der OBS 2 steigert sich im Laufe des Lebens um das 3,4fache. Die beiden Zugsehnenanteile der Beugesehnen sind ähnlich und unterscheiden sich nicht statistisch signifikant ($p=0,415$). Die Kurve der Bruchlast für das Ligamentum accessorium steigt ebenfalls in den ersten drei Jahren an, innerhalb des ersten Lebensjahres etwas steiler, danach beginnt die Kurve bereits etwas flacher zu werden und ihr weiterer Verlauf ist asymptotisch. Die Bruchlast des Ligamentum accessorium nimmt um das 3,6fache zu. Der Kurvenverlauf der Bruchlast des GZS ist ähnlich und unterscheidet sich nicht statistisch signifikant von dem des Ligamentum accessorium ($p=1,000$). Während die Steigung im ersten Lebensjahr steiler verläuft, wird sie ab dem dritten Lebensjahr deutlich weniger steil. Die Bruchlast des GZS nimmt nicht so sehr zu, wie die der anderen Bereichen, sie verdoppelt sich lediglich (Faktor 1,9).

Die TBS 6 und die OBS 6 haben Kurven mit einer steilen Steigung bis zum ersten Lebensjahr, danach wird die Steigung geringer. Ab ca. dem dritten Lebensjahr wird der Kurvenverlauf asymptotisch. Die Zunahme der Bruchlast von neugeborenem Fohlen bis zum adulten steigert sich bei der TBS 6 um das 2,6fache, bei der OBS 6 um das 3,3fache. Die TBS 6 erzielt die höchsten Werte für die Bruchlast (max. 21315 N) und unterscheidet sich signifikant von den anderen Sehnenabschnitten ($p<0,001$ bzw. OBS 2 $p=0,002$). Die OBS 2 unterscheidet sich nicht signifikant von der TBS 2 ($p=1,000$).

Tabelle 13: Formel für die Bruchlast

TBS 2	$Y=e^{(9,669+(-441,684/x))}$
TBS 6	$Y=e^{(9,972+(-387,419/x))}$
OBS 2	$Y=e^{(9,566+(-490,169/x))}$
OBS 6	$Y=e^{(9,878+(-471,756/x))}$
L.a.	$Y=e^{(8,963+(-480,184/x))}$
GZS	$Y=e^{(8,54+(-290,304/x))}$

5.3. Zugfestigkeit

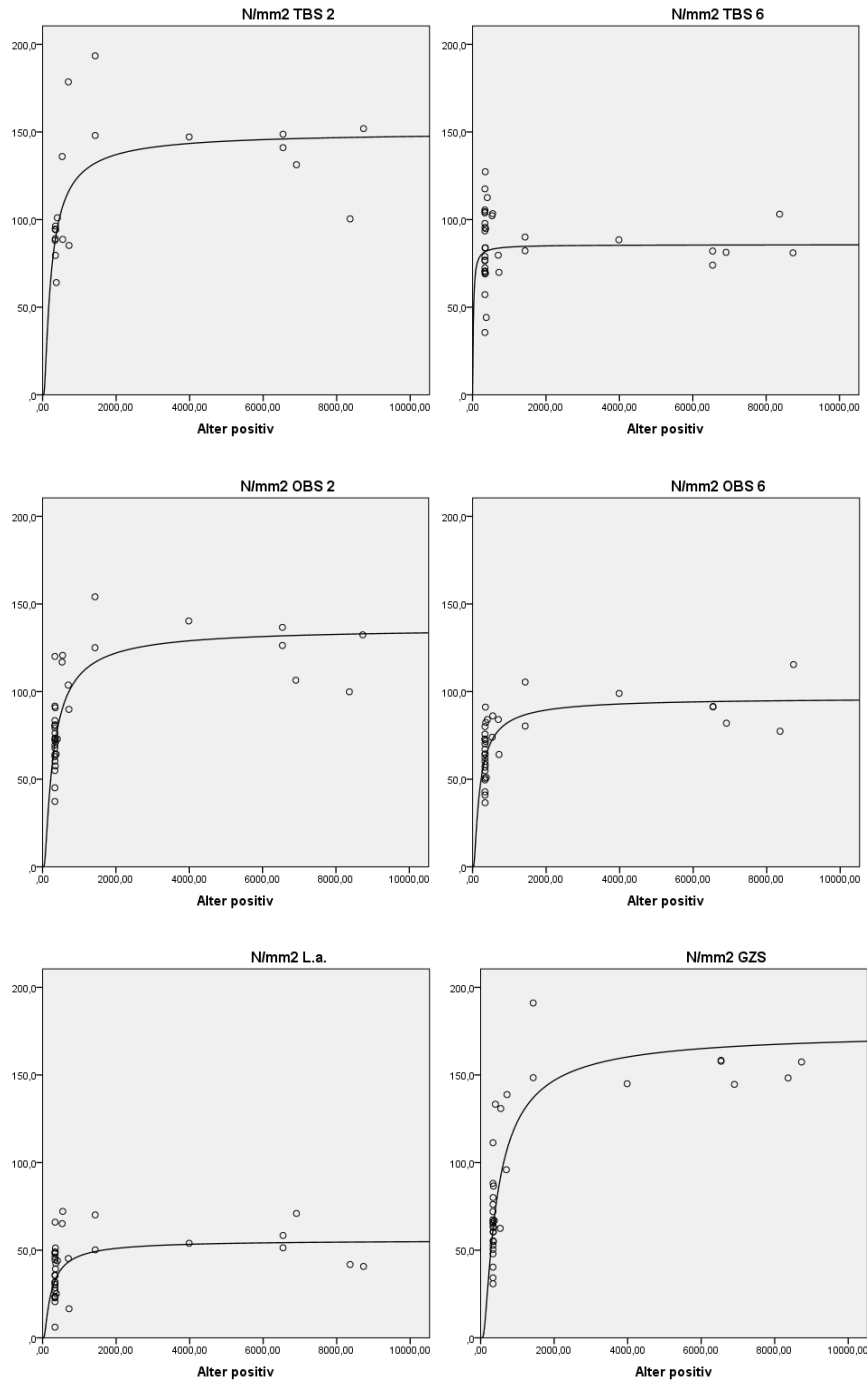


Abbildung 55: Entwicklung der Zugfestigkeit Postnatal – Adult;
Alter positiv in Tagen, Zugfestigkeit in N/mm²

Anders als bei den vorhergegangenen Parametern, erreicht die Zugfestigkeit in den Zugsehenbereichen, insbesondere die des GZS, die höheren Werte.

Die Kurve der Zugfestigkeit für die TBS 2 steigt im ersten Lebensjahr steil an, danach flacht die Steigung der Kurve ab und verläuft im Weiteren asymptotisch. Mit einem Jahr sind die Werte der adulten Pferde bereits nahezu erreicht. Die

Zugfestigkeit der TBS 2 verdoppelt sich vom neonatalen Fohlen bis zum adulten Pferd (Faktor 1,9). Die Kurve der Zugfestigkeit für die OBS 2 steigt bis zum neunten Lebensmonat deutlich an, danach flacht die Kurve merklich ab. Die Werte der Adulten liegen nahezu auf einem Niveau. Ähnlich der TBS 2, nehmen die Werte für die Zugfestigkeit im Zugsehnenbereich der OBS 2 um das 1,8fache zu. einen statistisch signifikante Unterschied zwischen der TBS 2 und OBS 2 gibt es nicht ($p=0,377$), auch der GZS unterscheidet sich in seiner Zugfestigkeit nicht statistisch signifikant von der OBS 2 ($p=1,000$).). Die Zugfestigkeit des GZS steigt in den ersten drei Monaten deutlich an, danach wird die Steigung etwas weniger, steigt aber weiter bis zum zweiten Lebensjahr. Danach unterscheiden sich die Werte der Zugfestigkeit des GZS weniger von denen der adulten Pferde. Die Zugfestigkeit des GZS nimmt am stärksten - um das 2,4fache – zu, benötigt aber im Vergleich zu den anderen Sehnenabschnitten auch mehr Zeit, bis Werte, die vergleichbar mit denen der erwachsenen Pferde sind, erreicht werden. Die Kurve der Zugfestigkeit für das Ligamentum accessorium steigt in den ersten sechs Monaten steil an. Danach flacht die Steigung ab und der Kurvenverlauf wird asymptotisch. Die Zugfestigkeit des Ligamentum accessorium steigt um das 1,6fache. Im Vergleich zu den anderen Sehnenabschnitten hält das L.a. ein sehr niedriges Niveau und unterscheidet sich statistisch signifikant von allen anderen Sehnenabschnitten ($p<0,001$).

Die Kurve der Zugfestigkeit der TBS 6 steigt sehr rasch und steil an, um dann beinahe im rechten Winkel abzubiegen und einen asymptotischen Verlauf anzunehmen. Die Kurve steigt besonders steil mit dem Einsetzen der funktionellen Belastung in den ersten Lebenstagen. Daher werden hohe Werte für die Zugfestigkeit schon in den ersten Lebensmonaten erzielt. Die Zugbelastbarkeit ändert sich, vergleicht man Neugeborene mit den Adulten, kaum (Faktor 0,9). Der Kurvenverlauf der Zugfestigkeit der OBS 6 zeigt ebenfalls einen raschen Anstieg mit Einsetzen der funktionellen Belastung in den ersten Lebenstagen, bereits nach vier Monaten liegen die Werte der Zugfestigkeit schon relativ hoch. Die Werte der Jährlinge erreichen beinahe das Niveau der adulten Pferde. Die Zugfestigkeit der OBS 6 nimmt vom Neugeborenen bis zum adulten Pferd, um das 1,5fache zu. Die beiden Gleitsehnenbereiche der Beugesehnen unterscheiden sich nicht statistisch signifikant voneinander ($p=0,485$).

Tabelle 14: Formeln für Zugfestigkeit

TBS 2	$Y=e^{(5,029+(-209,912/x))}$
TBS 6	$Y=e^{(4,451+(-16,464/x))}$
OBS 2	$Y=e^{(4,915+(-222,758/x))}$
OBS 6	$Y=e^{(4,57+(-151,794/x))}$
L.a.	$Y=e^{(4,022+(-178,651/x))}$
GZS	$Y=e^{(5,164+(-349,486/x))}$

5.4. Zugbelastbarkeit

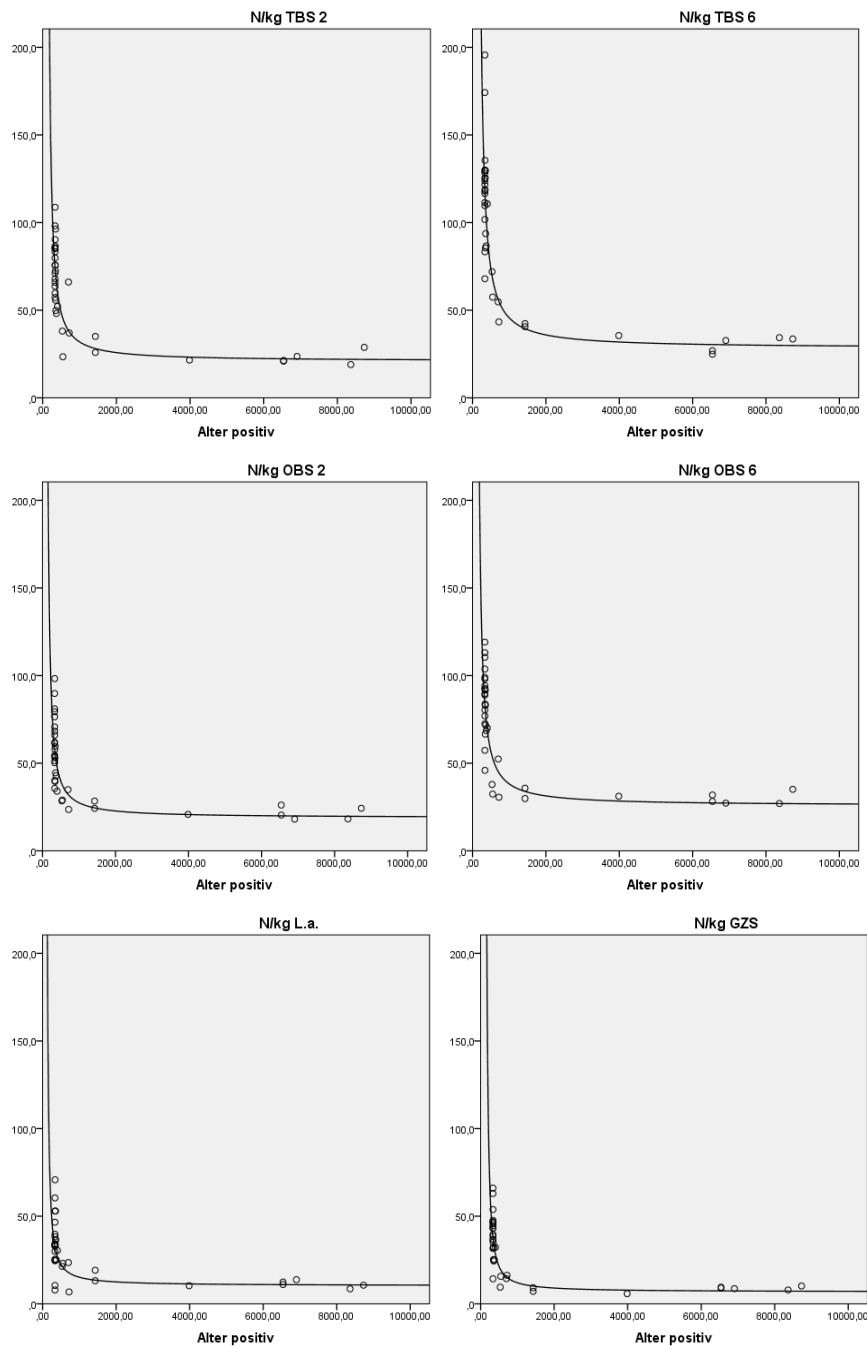


Abbildung 56: Entwicklung der Zugbelastbarkeit Postnatal- Adult;
Alter positiv in Tagen; Zugbelastbarkeit in N/kg

Die Zugbelastbarkeit ist der einzige Parameter, der im Verlauf des Alters rapide abnimmt. Die neugeborenen und wenige Tage alten Fohlen erreichen die höchsten Werte. Doch mit stetiger Gewichtszunahme sinkt die Zugbelastbarkeit. Die Werte der adulten Pferde sind bei allen Sehnenabschnitten mit etwa einem Jahr erreicht. Eine individuelle Streuung der einzelnen Werte ist kaum zu erkennen. Für jeden

Sehnenabschnitt liegen fast alle Wertepunkte auf der Kurve.

Die Zugbelastbarkeit der TBS 2 und OBS 2 sinkt um zwei Drittel (Faktor 0,3). Der Kurvenverlauf der OBS 2 gleicht dem der TBS 2. Statistisch signifikante Unterschiede gibt es zwischen den beiden Zugsehnenbereichen der Beugesehnen nicht ($p=0,205$). Auch die Zugbelastbarkeit des Ligamentum accessorium und des GZS haben einen ähnlichen Kurvenverlauf, allerdings befinden sich ihre Werte auf einem niedrigeren Niveau. Die Zugbelastbarkeit des L.a. verringert sich um das 0,4fache, die Zugbelastbarkeit des GZS nimmt um das 0,2fache ab. Sie fällt am stärksten, ist jedoch nicht statistisch signifikant unterschiedlich zum Ligamentum accessorium ($p=1,000$).

Die Zugbelastbarkeit der TBS 6 und OBS 6 nimmt um zwei Drittel ab (Faktor 0,3). Der Kurvenverlauf der TBS 6 unterscheidet sich kaum von den anderen, doch erzielt die TBS 6 die höchsten Werte für die Zugbelastbarkeit und hebt sich dadurch statistisch signifikant von allen anderen Sehnenabschnitten ab ($p=0,000$). Die Entwicklung der Zugbelastbarkeit der OBS 6 stellt sich sehr ähnlich dar.

Tabelle 15: Formeln für Zugbelastbarkeit

TBS 2	$Y=e^{(3,038+(424,457/x))}$
TBS 6	$Y=e^{(3,341+(478,723/x))}$
OBS 2	$Y=e^{(2,936+(375,979/x))}$
OBS 6	$Y=e^{(3,248+(394,413/x))}$
L.a.	$Y=e^{(2,333+(385,967/x))}$
GZS	$Y=e^{(1,91+(575,83/x))}$

5.5. E-Modul

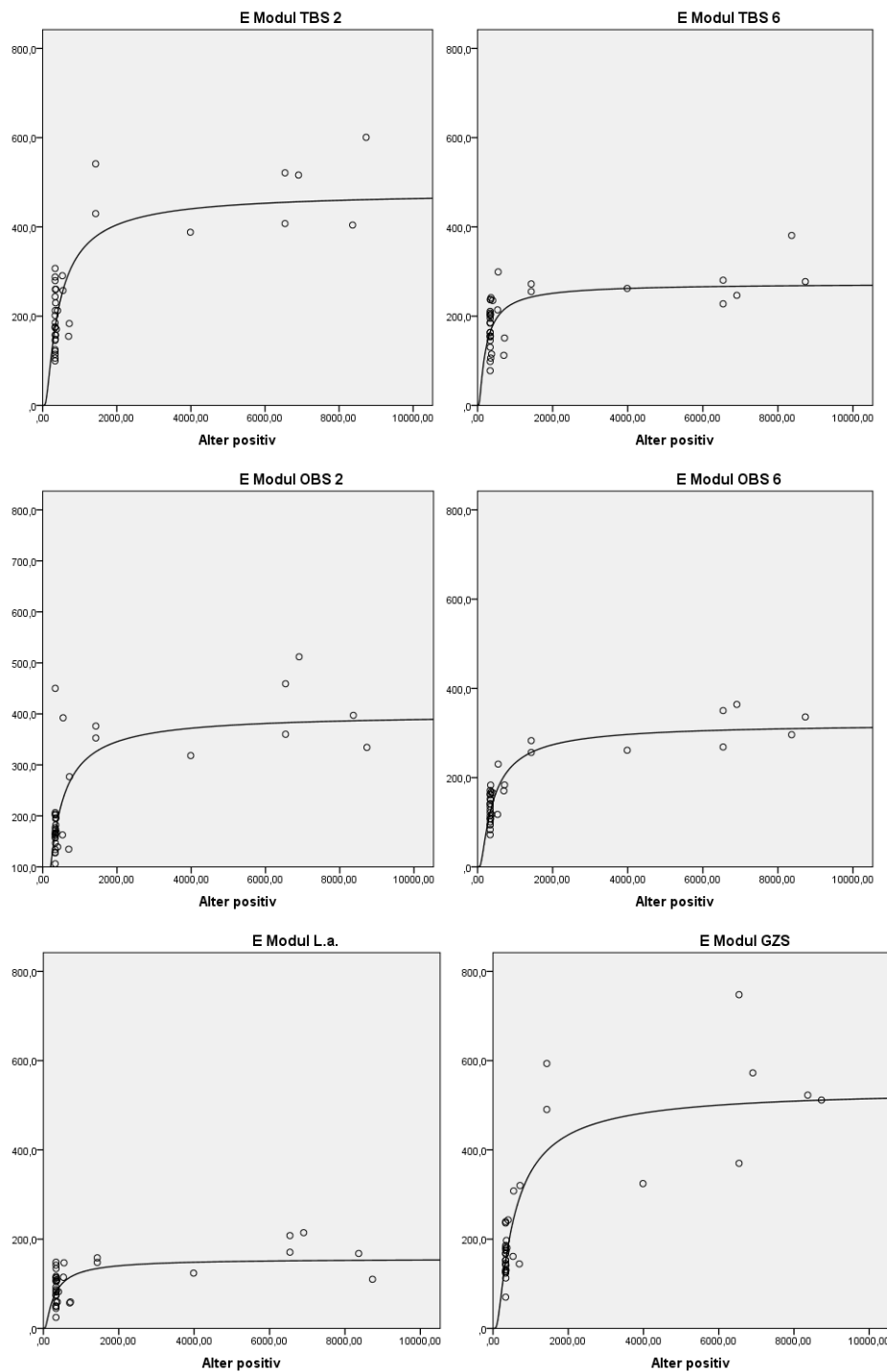


Abbildung 57: Entwicklung des E- Moduls postnatal – Adult;
Alter positiv in Tagen, E-Modul (MPa)

Die Kurven für den E-Modul entwickeln sich langsamer als die der vorherigen Parameter. Mit einem Jahr liegen die Werte noch nicht in Bereichen, welche die adulten Pferde erreichen. Diese Bereiche erreichen sie erst mit etwa zwei bis drei Jahren. Je höher die Werte für den E-Modul sind, desto steifer und weniger

elastisch ist die Sehne. Die Zugsehnenbereiche erreichen im Vergleich ein höheres Niveau als die Gleitsehnenbereiche. Das elastische L.a. hat die niedrigsten Werte. Die E-Module der TBS 2 und OBS 2 bleiben nach der Geburt lange auf einem Niveau und steigen kaum merklich an. Erst die Werte des E-Moduls der Dreijährigen sind mit denen der adulten Pferde zu vergleichen. Der E-Modul der TBS 2 verdreifacht sich vom Tag der Geburt bis zum adulten Pferd (Faktor 3,1), der E-Modul der OBS 2 nimmt um das 2,3fache zu. Die beiden Zugsehnenanteile der Beugesehnen sowie der GZS unterscheiden sich hinsichtlich dem E-modul nicht statistisch signifikant voneinander ($p=1,000$). Der E-modul des GZS verdreifacht sich im Laufe des Lebens und nimmt damit, zusammen mit der TBS 2, am stärksten zu. Bereits im ersten Lebensjahr ist eine leichte Steigung im Kurvenverlauf zu erkennen. Eine deutliche Steigerung findet auch hier bis zum dritten Lebensjahr statt. Dann sind die Werte der adulten Pferde erreicht. Der Kurvenverlauf des Ligamentum accessorium für den E-Modul gestaltet sich ähnlich. Er steigt bis zum dritten Lebensjahr, um sich danach an die Werte der adulten Pferde anzupassen. Der E-Modul des Ligamentum accessorium verdoppelt sich fast von der Geburt bis zum adulten Pferd (Faktor 1,9). Der E-modul des Ligamentum accessorium hebt sich, auf Grund seines niedrigen Niveaus statistisch signifikant von allen anderen Sehnenabschnitten ab ($p<0,001$ bzw. OBS 6 $p=0,004$).

Der Kurvenverlauf für den E-Modul der TBS 6 steigt etwas früher an und nimmt, um das 1,6fache zu. Dennoch sind die Werte der adulten Pferde erst mit zwei Jahren erreicht. Der Kurvenverlauf des E-Modul der OBS 6 nimmt im Vergleich zu den anderen, zuvor beschriebenen Sehnenanteilen, langsamer zu. Demnach sind im ersten Lebensjahr die Werte für den E-Modul noch deutlich unter denen der Adulten. Der E-Modul der OBS 6 nimmt von der Geburt bis zum adulten Tier um das 2,5fache zu. Zwischen den beiden Gleitsehnenbereichen der Beugesehnen gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied ($p=1,000$).

Tabelle 16: Formeln für den E-Modul

TBS 2	$Y=e^{(6,172+(-338,896/x))}$
TBS 6	$Y=e^{(5,612+(-170,894/x))}$
OBS 2	$Y=e^{(5,992+(-294,434/x))}$
OBS 6	$Y=e^{(5,774+(-324,508/x))}$
L.a.	$Y=e^{(5,054+(-221,987/x))}$
GZS	$Y=e^{(6,286+(-428,673/x))}$

V. DISKUSSION

In der Vergangenheit wurden zahlreiche Untersuchungen zu den biomechanischen Eigenschaften der Sehnen der Vordergliedmaße hauptsächlich des adulten Pferdes angefertigt. Es gibt sowohl *in vitro* als auch *in vivo* Untersuchungen, die die tatsächliche Belastung der Sehnen darstellen. Untersuchungen bei Feten lagen bisher nicht vor, Untersuchungen bei Fohlen gibt es vereinzelt.

In der vorliegenden Arbeit wurde das Augenmerk auf die Entwicklung der verschiedenen Parameter gelegt. Dazu wurden Feten und Fohlen bis zu einem Jahr beprobt und die Ergebnisse vergleichend mit den Ergebnissen der adulten Pferde aus der Arbeit von Reutter (2014) betrachtet.

Bislang war es schwierig, die *in vitro* Versuche (Crevier et al. 1996, Cherdchutham 2001b), auf Grund des unterschiedlichen Versuchsablaufs zu vergleichen. Daher wurde in der vorliegenden Dissertation dasselbe Verfahren gewählt, das bereits zuvor am Institut von Joop (2001), Heintel (2013) und Reutter (2014) etabliert wurde. Zudem wurde die Zuggeschwindigkeit und der Versuchsaufbau von Reutter (2014) übernommen. Da es sich bei den Feten und Fohlen ausschließlich um Warmblüter handelt, wurden die Daten der Fohlen und Feten nur mit den Daten von anderen Warmblütern verglichen. Die Ergebnisse, die zu Kleinpferden und Kaltblütern vorlagen, wurden nicht für den Vergleich heran gezogen. Um eine Vergleichbarkeit herstellen zu können, wurden die Sehnenabschnitte entsprechend zu denen von Frau Reutter (2014) gewählt (Abbildung 8; Tabelle 4). Es folgte eine morphometrische, histologische und biomechanische Untersuchung des gemeinsamen Zehenstreckers (GZS), der oberflächlichen Beugesehne (OBS), der tiefen Beugesehne (TBS) sowie deren Unterstützungsband (L.a.) der Fohlen und Feten. Sowohl die absoluten als auch die relativen Werte wurden berücksichtigt.

Makroskopisch unterschieden sich die anatomischen Gegebenheiten nicht von denen in der Literatur beschriebenen (Seiferle and Frewein 2004, Salomon 2008, Liebich et al. 2012). Anhand der Dicke der Sehnen und palpatorisch konnten Unterschiede zwischen adultem Pferd und Fohlen gefunden werden. Bei den jungen Feten konnte, obwohl bei der Größe des Querschnitts schon Unterschiede bemerkbar waren, palpatorisch, anhand der Konsistenz, nicht zwischen den

Gleitsehnenbereichen und den Zugsehnenbereichen der Beugesehnen unterschieden werden. Mit zunehmendem Alter, erstmals um den Zeitpunkt der Geburt, unterschieden sich Zugsehnen- und Gleitsehnenbereiche palpatorisch. Im Gegensatz zur Konsistenz änderte sich der Querschnitt der Zug- und Gleitsehnenbereiche früher. Innerhalb einer Sehne ist der Querschnitt des Gleitsehnenbereiches der Beugesehnen schon bei den Feten größer als der des Zugsehnenbereiches. Diesen Unterschied des Querschnitts innerhalb einer Sehne beobachtete auch Reutter (2014) bei den adulten Pferden. Es ist anzunehmen, dass die Form der Sehnen genetisch angelegt ist und sich schon im Mutterleib, ohne den Reiz der mechanischen Belastung, wie er durch die Fortbewegung entsteht, zu entwickeln beginnt. Es kann diskutiert werden, ob der mechanische Reiz, der durch die Bewegungen im Mutterbauch entsteht, ausreichend ist, um eine Differenzierung des Querschnitts der verschiedenen Sehnenanteile hervorzurufen (Evanko and Vogel 1990). Liegen die Fohlen in einer physiologischen Lage im Mutterleib, die mit einer Beugestellung der Vordergliedmaßen einhergeht, sind die Beugesehnen keinem mechanischem Reiz ausgesetzt. Zudem waren die hier untersuchten Feten mit -105 Tagen (105 Tage vor dem errechneten Geburtszeitpunkt) noch sehr jung und klein, doch auch schon hier war der Unterschied im Sehnenquerdurchmesser deutlich. Daher liegt eine genetische Festlegung, hinsichtlich des Querschnitts, unabhängig von mechanischer Belastung, nahe. Unterstrichen wird dies durch den sehr linearen Verlauf der Kurve bei den Sehnenabschnitten der Feten (IV.3.1.1). Es gibt keine Individualität zwischen den einzelnen Feten: sie liegen alle linear auf einer Linie. Dies lässt vermuten, dass der Querschnitt der Sehnen genetisch festgelegt ist und sich im Mutterleib, auch ohne funktionellen Reiz, entwickelt. Zudem war die Entwicklung des Querschnitts der Feten, betrachtet man die einzelnen Sehnenabschnitte, schon durchaus verschieden. Zu Beginn war das Niveau der Werte relativ gleich, im weiteren Verlauf gab es deutliche Unterschiede zwischen den einzelnen Sehnenabschnitten. Die Frage ist, ob neben dem unterschiedlichen Querschnitt auch Unterschiede der verschiedenen Sehnenanteile auf feingeweblicher Ebene zu finden sind.

Bei den **histologischen Schnitten**, stellte sich heraus, dass bei den Feten im dickeren Gleitsehnenanteil kein Faserknorpel, weder in Form von differenzierten chondroiden Zellen noch als Knorpelgrundsubstanz, im Gleitsehnenbereich der

Beugesehnen zu finden war. Es weisen alle Sehnenanteile der Feten eine voll differenzierte und organisierte Zugsehnenstruktur auf. Bei den Sehnen der Feten ist der Faserverlauf des Kollagens wellig und parallel zueinander angeordnet. Erst mit zunehmendem Alter wird die Differenzierung zwischen Zug- und Gleitsehnenbereich der tiefen Beugesehne des Fohlens, deutlicher. Damit es zu einer Differenzierung der chondroiden Zellen in der Sehne kommt, ist ein funktioneller Reiz nötig. Evanko und Vogel (1990) beobachteten bei Rinderfeten ab dem siebten Monat der Trächtigkeit bereits palpatorisch Strukturveränderungen in den Beugesehnen über den Gleichbeinen, palmar des Fesselgelenks. Ab diesem Zeitpunkt fanden Evanko und Vogel (1990) netzartig angeordnete kollagene Fasern und abgerundete Zellen vergleichbar mit den Sehnen der adulten Rinder, jedoch waren keine Lakunen in den fetalen und neugeborenen Sehnen der Kälber vorhanden.

Die Veränderungen in der Konsistenz wurden bei den Pferdefeten kurz vor der Geburt ebenfalls gefunden. Histologisch ließen sich im Lichtmikroskop zu diesem Zeitpunkt noch keine Veränderung in der Struktur der verschiedenen Sehnenanteile, insbesondere zwischen Zug- und Gleitsehnenbereich der Beugesehnen der Pferdefeten erkennen. Eine Veränderung in der ECM ist nicht ausgeschlossen, auf zellulärer Ebene konnten lichtmikroskopisch keine differenzierten chondroiden Zellen gefunden werden. Crevier-Denoix et al. (1998) fanden bei Fohlen unterschiedlichen Alters keine Anzeichen von chondroiden Zellen in der OBS. Erstmals wurden in dieser Studie Anzeichen von chondroiden Zellen in der OBS bei einem Zweijährigem Pferd beobachtet und sie sind bei Pferden älter als fünf Jahren für gewöhnlich vorhanden (Crevier-Denoix et al. 1998). Diese Beobachtung kann in dieser Arbeit für die Fohlen unterstützt werden, es fanden sich noch keine Anzeichen von differenzierten chondroiden Zellen in der OBS bei den histologisch untersuchten Fohlen im Alter von 133 Tagen prä partum und bis 61 Tage post partum (Tabelle 5). Bei Untersuchungen von Kaninchenfeten lagen erstmals strukturelle Veränderungen in Form von netzartig umgebautem Kollagen und leicht abgerundeten Zellen, im Gleitsehnenbereich der posterioren Seite der Endsehne des M. quadriceps femoris, proximal der Patella, im Alter von einer Woche vor. Drei Wochen post partum, mit Einsetzen der Hoppelbewegung, konnte Kollagen Typ II, welches typisch für Gleitsehnenbereiche ist, nachgewiesen werden (Bland and Ashhurst 1997).

Die vorliegende Arbeit zeigt, dass im Gleitsehnenbereich der tiefen Beugesehne im Vergleich zur oberflächlichen Beugesehne im Lichtmikroskop schon früher differenzierte chondroide Zellen zu sehen sind. Im Alter von 21 Tagen konnten im Gleitsehnenbereich der TBS die ersten Hinweise auf eine Umstrukturierung in der Sehne erkannt werden, es färben sich saure Glycosaminoglycane in der Astrablau-Färbung an. Bei dem 37 Tage alten Fohlen sind die differenzierten chondroiden Zellen im Gleitsehnenbereich der TBS deutlich zu erkennen. Im Gleitsehnenbereich der OBS findet man zu diesem Zeitpunkt noch keine differenzierten chondroiden Zellen. Es ist zu vermuten, dass die TBS schon früher, auf Grund ihrer anatomischen Lage und der höheren und längeren Lastaufnahme, einem größeren Druck ausgesetzt ist und deswegen früher als die OBS mit der Differenzierung der chondroiden Zellen im Gleitsehnenbereich reagiert. Anders als die OBS liegt die TBS im Bereich des Fesselgelenks dem Knochen direkt auf, die OBS verläuft hingegen auf der TBS (Abbildung 1) (Seiferle and Frewein 2004, Liebich et al. 2012). Dies könnte in gewissem Maße einen Puffer für die OBS darstellen. Des Weiteren ist die absolute Last und die Belastungszeit, welcher die TBS ausgesetzt ist höher. Die TBS wird sowohl beim Ab- als auch beim Aufpußen belastet, die OBS im Gegensatz nur beim Aufpußen. Das kann erklären, weshalb im Bereich des Fesselgelenks der OBS, erst im jungen adulten Alter (Crevier-Denoix et al. 1998) differenzierte chondroide Zellen im Lichtmikroskop zu finden sind. Die in der TBS gefundenen Zellen besitzen eine ovoide Gestalt und knorpelähnliches Aussehen, so wurden sie bereits von Merrilees and Flint (1980), Reese (1995), Tillmann and Koch (1995), Reutter (2014) beschrieben. Reese (1995) macht in seiner Untersuchung deutlich, dass Knorpelzellen chondroiden Zellen nicht gleichzusetzen sind. Die Bezeichnung Knorpelzellen ist für die in den Gleitsehnenbereichen vorkommenden Zellen nicht korrekt, es handelt sich hier um chondroide Zellen. Im Unterschied zu den Knorpelzellen entwickeln sich die chondroiden Zellen nicht aus hyalin-knorpeligen Anlagen, sondern aus Bindegewebszellen (Reese 1995). Die chondroiden Zellen der etwas älteren Fohlen besitzen die von Merrilees und Flint (1980) und Tillmann und Koch (1995) beschriebenen PAS-positiven Höfe (Abbildung 24, Abbildung 26).

Der Zugsehnenbereiche beider Beugesehnen, der Gleitsehnenbereich der OBS, das L.a. und der GZS sind bei den untersuchten Altersstufen aufgebaut wie reine

Zugsehnen mit parallelem, gewelltem Faserverlauf des Kollagens mit flachen Fibroblasten und spindelförmigen Tendinozyten. Je jünger die Feten und Fohlen waren, desto dichter lagen die Tendinozyten beieinander und desto stärker gewellt waren die kollagenen Fasern in den histologischen Präparaten (siehe IV.2). Ob sich dabei die Dicke der Faszikel oder deren Zahl ändert, müssen weitere Untersuchungen zeigen. In den histologischen Schnitten des L.a. konnten zudem elastische Fasern im Randbereich dargestellt werden (Abbildung 39). Die elastischen Fasern im L.a. sind notwendig, damit es seiner Funktion als Unterstützungsband der TBS und somit als Puffer zum Schutz der Sehne und des Muskelbauchs gerecht werden kann (Riemersma and De Bruyn 1986, Swanstrom et al. 2004). Schon bei den Feten und Fohlen besitzt das L.a. den geringsten E-Modul der hier ermittelten Werte und gleicht hiermit den Beobachtungen von Reutter (2014) bei den adulten Pferden. Daraus lässt sich schließen, dass die elastischen Fasern die rheologischen Eigenschaften der Sehnen und Bänder maßgeblich beeinflussen (Leonhardt et al. 2003). Ob der feingewebliche Aufbau der Sehnen auch den Querschnitt und die anderen Parameter beeinflussen kann, wird im Folgenden geklärt.

Die **Entwicklung** des **Querschnitts** der einzelnen Sehnenabschnitte verläuft pränatal relativ gleichförmig und wenig individuell ab. Wobei auch hier zu erkennen ist, dass die Gleitsehnenbereiche der Beugesehnen (OBS 6 und TBS 6) am Ende der fetalen Phase einen größeren Querschnitt besitzen als die Zugsehnenanteile der Beugesehnen. Sie nehmen mehr an Größe zu. Die Zunahme des Querschnitts während der fetalen Entwicklung beobachteten Evanko und Vogel (1990) bereits bei den Gleitsehnenbereichen der Beugesehnen bei Rinderfeten. Anzunehmen ist, dass die Nestflüchter Rind und Pferd schon eine gewisse Kapazität für die Lastaufnahme bei den ersten Aufstehversuchen kurz nach der Geburt benötigen. Diese wird vermutlich schon intrauterin angelegt, um direkt nach der Geburt eingesetzt werden zu können. Da die Zunahme des Querschnitts streng linear aber für jede Sehne individuell abläuft, liegt es nahe, dass dieser Vorgang vom Körper stark gesteuert und fein kontrolliert wird. Je nach Sehne und deren spezifischen zu erreichenden Endgröße ist die Steigung der Kurve mehr oder weniger steil. Wie oben erwähnt, nehmen die Gleitsehnenbereiche, im Vergleich zu den Zugsehnenbereichen, überproportional an Größe zu. Der GZS erreicht seine Endgröße im Gegensatz relativ früh, trotz

geringer Steigung. Postnatal verändert sich sein Querschnitt kaum mehr. Entwicklungsbiologische Untersuchungen müssten klären, welche Mechanismen in der Lage sind, diese feine Steuerung zu veranlassen und zu kontrollieren. Möglicherweise könnten dieser Mechanismen die Regeneration von pathologisch veränderten Sehnen unterstützen und zu deren Heilung beitragen.

Die palpatorischen Unterschiede zwischen Zug- und Gleitsehnenbereich, sowie die Vergrößerung des Querschnitts der späteren Gleitsehnenbereiche sind Hinweise darauf, dass schon embryonal Unterschiede zwischen Gleit- und Zugsehnenbereich angelegt wurden, wenngleich auch im Lichtmikroskop zum Zeitpunkt der Geburt noch keine Hinweise auf differenzierte chondroide Zellen gefunden werden konnten. Es ist zu erwarten, dass bei Nesthockern, wie z.B. dem Kaninchen, diese Anpassungsvorgänge zu einem späteren Zeitpunkt (nach der Geburt bzw. mit Einsetzen der ersten Bewegungsversuche in den ersten Lebenswochen) stattfinden. Ob die Vergrößerung des Querschnitts durch eine Zunahme an Dicke der Faszikel oder an einer zahlenmäßigen Zunahme liegt, müssen andere Untersuchungen zeigen.

Im Gegensatz zu der pränatalen Phase, zeigt sich um Tag 0 eine hohe Individualität. Wodurch lässt sich diese Diskrepanz bei den verschiedenen untersuchten Faktoren erklären? Als Ursache anzusehen ist, dass die Fohlen von Tag 0 kein einheitliches Entwicklungsstadium repräsentieren und ihre Werte daher stark streuen. Die Tag 0 Fohlen waren sehr verschieden groß und schwer (bis zu 20 kg Unterschied). Mit „Tag 0“ wurde der Geburtstag gerechnet. Um ein einheitliches Entwicklungsstadium zu erreichen, sollte in zukünftigen Studien ab dem Zeitpunkt der Belegung der Stute gerechnet werden. Diese Werte waren, im Nachhinein, leider nicht mehr nachvollziehbar. Durch das Rechnen mit dem Zeitpunkt der Belegung werden Früh- oder Spätgeburten besser erkannt.

Im Gegensatz zu der pränatalen Entwicklung verläuft die postnatale Entwicklung bis zum adulten Pferd des Querschnitts nicht mehr ganz linear ab. Die Steigung der Kurve nimmt zunächst sehr linear zu, verläuft dann aber sehr schnell, fast mit einem Knick im rechten Winkel, asymptotisch (IV.5.1).

Unter dem funktionellen Reiz, der nach der Geburt durch die Bewegung entsteht, beginnt die Differenzierung der Sehnen. Innerhalb des ersten Lebensjahres nimmt die Sehne stark an Größe zu. Im Vergleich zur Zunahme des Körpergewichts,

welches sich innerhalb des ersten Lebensjahres versechsfacht, ist die Zunahme, um maximal 2,8 (TBS 6), deutlich weniger stark. Im Verhältnis zu der Körpermasse werden die Sehnen schwächer, was die sinkende Zugbelastbarkeit (s. unten) erklärt. Von Tag -69 bis Tag 0 nehmen die Sehnen um bis zu das 2fache zu, von Tag 0 bis Tag 67 nur noch um max. den Faktor 1,5.

Die geringste Zunahme im Wachstum erfährt pränatal der GZS. Er erreicht bei den Feten maximal einen Wert von 29mm^2 . Dennoch ist bei allen Sehnenabschnitten eine gleichmäßige Zunahme des Querschnitts deutlich zu erkennen. Nach der Geburt müssen die Sehnen und Sehnenabschnitte differenzierter beobachtet werden.

In den ersten Lebenstagen nimmt der Querschnitt der Sehnen nur langsam zu, mit Einsetzen der zunehmenden Bewegung und damit zunehmender Belastung vergrößert sich der Querschnitt bei allen Sehnenabschnitten, außer dem GZS. Der GZS, die einzige in dieser Arbeit untersuchte Strecksehne, behält ihren Querschnitt beinahe bei. Die Gleitsehnenbereiche haben einen gleichförmigeren Anstieg der Kurve als die Zugsehnenbereiche. Bei den Zugsehnen gibt es einen deutlichen Anstieg ab dem sechsten Lebensmonat. Die Werte der Querschnitte der Jährlinge befinden sich auch oftmals schon im Bereich der Werte der adulten Pferde. Mit ca. einem Jahr haben alle Sehnenabschnitte endgültig das Niveau der adulten Pferde erreicht. Der Querschnitt der Sehnen hängt jedoch auch stark individuell vom Pferd und dessen Körpergröße sowie dem Gewicht ab. Um eine starke Streuung auszuschließen, wurden nur Werte von Warmblütern im Vergleich verwendet, wenngleich auch hier eine Varianz und damit eine Streuung in der Größe und dem Körpergewicht nicht völlig ausgeschlossen werden kann. Auffallend war, dass die Zugsehnenbereiche eine deutliche steilere Zunahme ab dem sechsten Lebensmonat zeigten als die Gleitsehnenbereiche der Beugesehnen. Es ist daher anzunehmen, dass mit sechs Monaten die Belastung der Sehnen zunimmt und sie deswegen ihren Querschnitt schneller vergrößern oder das Größenwachstum in dieser Zeit einen Schub macht. Zudem ist anzunehmen, dass sich der Faserknorpel weniger schnell differenziert. Die Differenzierung und Entwicklung der Gleitsehnenbereiche dauert daher länger, als die der Zugsehnenbereiche. Betrachtet man das Körpergewicht, so nimmt dies zwischen dem sechsten und dem 12. Lebensmonat weniger stark zu als in den ersten sechs Monaten. Alle untersuchten Fohlen waren entsprechend der Angaben in der

Literatur als normalgewichtig einzustufen (Mack et al. 2012, Mack et al. 2014). Es stellt sich die Frage, ob der Größenzuwachs des Querschnitts der Sehne durch äußere Bedingungen wie Training oder Fütterung beeinflusst werden kann. Ob die Sehnen von schwereren Fohlen einen stärkeren Reiz bekommen, müssten weitere Untersuchungen klären. Cherdchutham et al. (2001b) kamen zu der Ansicht, dass der funktionelle Reiz die Beschleunigung der Entwicklung beeinflusst, das Endprodukt aber keinen Unterschied ausmacht. Ob die schnellere und forcierte Entwicklung durch Training qualitativ genauso gut ist, wie eine sich in normalem Tempo entwickelnde Sehne, bleibt zu untersuchen.

Anhand der morphologischen Unterschiede in der Entwicklung stellt sich nun die Frage, wie sich die **biomechanischen Eigenschaften** der Sehnen verändern.

Wie auch in vorhergegangenen Arbeiten (Heintel 2013, Reutter 2014) gezeigt wurde, ist der Querschnitt der Sehnen beim Pferd für die folgenden biomechanischen Eigenschaften von großer Bedeutung. Mit Hilfe der biomechanischen Untersuchungen wurden die Bruchlast (F_{max}), die Zugfestigkeit (N/mm^2), die Zugbelastbarkeit (N/kg) und der Elastizitätsmodul (MPa) ermittelt. Um die bestmögliche Vergleichbarkeit, zu der Arbeit von Frau Reutter (2014) zu erhalten, wurden gleiche Versuchseinstellungen gewählt. Die Zuggeschwindigkeit betrug 15mm/min. Lediglich die Einspannlänge musste, aufgrund der geringeren Länge der Sehnen der Feten und Fohlen von 50mm auf 25mm gesenkt werden und andere Klemmbacken wurden verwendet. Dafür konnten die meisten Sehnen intakt bleiben, lediglich die Sehnen der Probennr. 9,25,27,28,38 und 39 mussten teilweise der Länge nach geteilt werden. Ansonsten hätten sie die Kraftkapazität der Prüfmaschine von 10 kN überschritten. Es kann nicht ausgeschlossen werden, dass es auf Grund der Teilung und der damit verbundenen Schädigung der Gesamtintegrität der Sehne zu einer Unterschätzung der tatsächlichen Bruchlast und Zugfestigkeit der einzelnen Sehnenabschnitte kommt. Eine große Differenz ist jedoch sehr unwahrscheinlich, da die Ergebnisse der Teilstücke vergleichbare Werte lieferten, wie man sie von der kompletten Sehne erwartet hätte. Zudem wurde dieses Verfahren zuvor von Reutter (2014) bei den Sehnen der adulten Pferde angewendet. Auch hier bewegten sich die Ergebnisse der geteilten Sehnen in Bereichen, welche komplette, kleinere Sehnen erreichten (Reutter 2014). Der Versuchsaufbau der Zugversuche erfolgte nach der Methode von Riemersma und Schamhardt (1982).

Für die Druckversuche ergaben sich nur für die älteren Fohlen mit schon relativ festen Sehnen realistische Werte. Bei den Feten und jungen Fohlen und deren dünnen und weichen Sehnen erwies sich die Messmethode, aufgrund der geringen Dicke und Druckfestigkeit der Sehnen in diesen Altersstufen als ungeeignet. Es resultierten sehr hohe Werte, die auf der Härte der Unterlage beruhten. Eine verlässlichere Methode zur Messung der Druckfestigkeit der fetalen Sehnen konnte bis zum Abschluss der Arbeit nicht gefunden werden.

Parallel zur pränatalen linearen Zunahme des Querschnitts, zeigt sich eine lineare Zunahme der **Bruchlast**. Wie auch beim Querschnitt ist die Bruchlast bei den Feten wenig individuell, sehr homogen und nimmt linear zu. Ab Tag 0 kommt es, wie auch beim Querschnitt zu einer hohen Individualität der Ergebnisse.

Nach der Geburt steigt die Bruchlast mit zunehmendem Alter an. Dies ist zum einen auf den wachsenden Querschnitt, zum anderen durch eine feingewebliche Anpassung der Sehnen zu erklären. Die feingewebliche Anpassung geht mit einer erhöhten Vernetzung der Fasern und Verdickung der Fibrillen einher (Parry et al. 1978, Koob and Summers 2002). Auch die Erhöhung der Zugfestigkeit führt zu einer höheren Bruchlast. Die Zunahme an Gewicht, Größe und Bewegung der Fohlen bedarf einer Anpassung der Sehnen. Im ersten Lebensjahr nimmt die Bruchlast der Sehnen des Vorderfußes um das Zwei- bis Dreifache zu. Der Anstieg ist in den ersten sechs Lebensmonaten steiler als in den folgenden sechs Monaten (siehe IV.4.1.2). Dieser etwas steilere Anstieg in den ersten sechs Monaten hängt vermutlich mit der größeren Gewichtszunahme in diesem Zeitraum zusammen. In den ersten sechs Lebensmonaten nehmen die Fohlen im Durchschnitt 200 kg zu, in den folgenden sechs Monaten noch einmal ca. 100 kg. Durch schnellere Gewichtszunahme und Größenwachstum in den ersten sechs Lebensmonaten müssen sich die Sehnen an die größere Belastung anpassen:

Je älter das Pferd ist, desto unterschiedlicher verhalten sich die verschiedenen Pferde, in Bezug auf die biomechanischen Parameter. Das ist erklärbar durch die unterschiedlichen und zunehmenden Körpergewichte der Pferde, worauf später im Rahmen der Zugbelastbarkeit noch eingegangen wird. Die Gleitsehnenbereiche der Beugesehnen erfahren, wie auch schon beim Querschnitt, eine gleichmäßigere Zunahme der Bruchlast als die Zugsehnenbereiche der Beugesehnen. Auffällig ist, dass schon pränatal ein Unterschied bei den Beugesehnen zwischen Zug- und Gleitsehnenbereich besteht. Die Zugsehnenbereiche weisen geringere

Maximalwerte für die Bruchlast auf als die Gleitsehnenbereiche. Verantwortlich dafür sind entweder die geringeren Querschnitte der Zugsehnenbereiche oder es liegen auf feingeweblicher Ebene Veränderungen vor, die mit dem Lichtmikroskop nicht zu erkennen waren. Den Unterschied zwischen der Bruchlast von Gleitsehnenbereichen und Zugsehnenbereichen der Sehnen stellte Reutter (2014) in ihrer Arbeit bei adulten Pferden und Heintel (2013) bei Hunden ebenfalls fest. Die maximalen Werte für die Bruchlast der Gleitsehnenbereiche überstiegen die der Zugsehnenbereiche. Beide folgerten, dass durch eine überproportionale Zunahme des Querschnitts die geringere Zugfestigkeit kompensiert wird. Insgesamt haben die verschiedenen Sehnen unterschiedliche funktionelle Ansprüche, welche sich in der unterschiedlichen Belastbarkeit ausdrücken. Es bleibt aber festzuhalten, dass die Werte der Adulten mit durchschnittlich ein bis zwei Jahren erreicht werden können. In welchem Alter 50%, 75% oder 90% der Bruchlast der adulten Pferde erreicht wird ist in Tabelle 17 anhand der Formeln errechnet worden.

Tabelle 17: In welchem Alter sind wieviel Prozent der Bruchlast erreicht?

Bruch- last	TBS 2	TBS 6	OBS 2	OBS 6	L.a.	GZS
100%	10 Jahre	10 Jahre	10 Jahre	10 Jahre	10 Jahre	10 Jahre
50%	7 Monate	5 Monate	8 Monate	8 Monate	8 Monate	2 Monate
75%	2 Jahre	2 Jahre	2,25 Jahre	2,25 Jahre	2,25 Jahre	1,25 Jahre
90%	4 Jahre	4 Jahre	4,5 Jahre	4 Jahre	4,5 Jahre	3,5 Jahre

Die Werte des GZS sind ab dem dritten Monat nahezu auf einem Niveau um 4000 N. Die geringere Bruchlast des GZS lässt sich zum einen durch dessen - im Vergleich zu den Beugesehnen - geringeren Querschnitt erklären. Zum anderen ist die Strecksehne der Pferde deutlich weniger belastet als die Beugesehnen. Der GZS muss in vivo weniger Gewicht übertragen als die Beugesehnen (Riemersma and Lammertink 1988, Shadwick 1990, Birch et al. 1999, Edwards et al. 2005,

Butcher et al. 2007, Stanley et al. 2008, Thorpe et al. 2010) und benötigt daher auch eine geringere Bruchlast.

Die Bruchlast, der Querschnitt und die strukturelle Integrität der Sehne können biomechanisch durch die **Zugfestigkeit** dargestellt werden. Die Zugfestigkeit wird in der Materialforschung eingesetzt, um die relative Belastbarkeit von Materialien zu ermitteln. Sie errechnet sich aus der Bruchlast geteilt durch den Querschnitt der Sehnen.

Für Sehnen, deren Funktion es ist, Zugkräfte zu übertragen, kann eine hohe Zugfestigkeit erwartet werden. Wie sich Sehnen verhalten, die sich noch in der Entwicklung befinden wird im Folgenden dargestellt.

Pränatal nimmt die Zugfestigkeit der TBS 2, mit einem 2,8fachen Wert am deutlichsten zu. Die Zunahme der Werte der anderen Sehnenabschnitte ist weniger deutlich. Pränatal ist die Zunahme der Zugfestigkeit beim L.a. am geringsten. Eine relativ homogene Verteilung der Zugfestigkeit der Sehnenabschnitte innerhalb einer Beugesehnen der Feten, wie Reutter (2014) sie beschrieb, konnte nachvollzogen werden. Die Werte liegen relativ nahe beieinander. Bei den Fohlen ist eine Tendenz zur Verteilung der Zugfestigkeit innerhalb der Beugesehnen zu erkennen. Immer wieder kommt es vor, dass der Gleitsehnenbereich der Beugesehnen einen höheren Wert erzielt, als der Zugsehnenbereich. Der Gleitsehnenbereich der TBS erzielt bis Tag eins fast durchgängig höhere Werte in der Zugfestigkeit als der Zugsehnenbereich der TBS. Bei der OBS ist der Zeitpunkt an dem der Zugsehnenbereich die höheren Werte erzielt als der Gleitsehnenbereich nicht so klar abgegrenzt, wird aber tendenziell etwas eher erreicht (Tag 0). Immer wieder kommt es innerhalb des ersten Lebensjahres vor, dass der Gleitsehnenbereich höhere Werte erzielt als der Zugsehnenbereich der jeweiligen Beugesehne. Daher ist die Verteilung bei den Fohlen noch wesentlich weniger deutlich als bei den adulten Pferden. Jedoch nimmt die Zugfestigkeit vom Jährling bis zum adulten Pferd, vor allem in den Zugsehnenbereichen, noch stark zu. Die Zugsehnenbereiche der Fohlen sind demnach noch nicht völlig ausgereift und daher weniger gut für ihre Aufgabe der Zug- und damit Kraftübertragung geeignet wie die Zugsehnenbereiche der Pferde im Alter von über einem Jahr. Beim adulten Pferd erzielen die parallelfaserig aufgebauten Zugsehnenbereiche eindeutig höhere Werte als die Gleitsehnenbereiche.

Auffallend ist, dass die Werte der TBS 6 bei manchen Fohlen bis zu einem halben Jahr höher sind, als die der adulten Pferde. Das liegt vermutlich daran, dass der Querschnitt der TBS 6 im Vergleich zum adulten Pferd noch relativ klein ist, die Bruchlast jedoch schon hoch.

Ob die geringere Zugfestigkeit der Gleitsehnenbereiche der adulten Pferde an dem faserknorpeligen Umbau der Beugesehnen liegt, wie Reutter (2014) vermutete, konnte lichtmikroskopisch bei den Fohlen nicht bestätigt werden, da mit dem ersten Auftreten der chondroiden Zellen in der TBS 6 zunächst keine Veränderung in der Zugfestigkeit stattfand. Es kann jedoch daran liegen, dass die chondroiden Zellen noch nicht endgültig ausdifferenziert sind und noch in Ketten vorliegen, was sich erst bei den Pferden älter als sechs Monate ändert. Dass die Gleitsehnenbereiche später eine geringere Zugfestigkeit haben als die Zugsehnenbereiche, kann mit der Ausrichtung der Fasern und der vollen Ausbildung des Knorpels durchaus zusammen hängen.

Nach der Geburt bleibt die Zugfestigkeit der verschiedenen Sehnenabschnitte relativ gleichförmig. Bereits nach wenigen Tagen erreichen die Werte für die Zugfestigkeit der Zugsehnenbereiche der Fohlensehnen ähnlich hohe Werte wie die Sehnen der Jährlinge. Die Werte der Adulten liegen jedoch, wie oben schon erwähnt, über denen der Jährlinge und werden von den Fohlen nicht erreicht. Bei den Gleitsehnenbereichen der Beugesehnen der Fohlen, insbesondere der TBS 6, werden die Werte der adulten Pferde schon früher von den Fohlen erreicht. Die Zugfestigkeit der Gleitsehnenbereiche ist demnach früher auf dem Niveau der Adulten als die Zugfestigkeit der Zugsehnenbereiche. Ein Hinweis, dass nicht nur die Gleitsehnenbereiche in den ersten drei Lebensjahren eine Entwicklung durchlaufen indem sie z.B. chondroide Zellen einlagern, sondern, dass auch in den Zugsehnenbereichen der Beugesehnen eine Entwicklung stattfindet, um den Sehnen eine optimale Grundlage für eine stabile und effektiv arbeitende Sehne mit optimaler Kraftübertragung und Energiespeicherung, zu geben. Welcher Sehnenabschnitt wann 50, 75 oder 90% der adulten Werte erreicht, ist in Tabelle 18 dargestellt.

Tabelle 18: In welchem Alter sind wieviel Prozent der Zugfestigkeit erreicht?

Zugfest- igkeit	TBS 2	TBS 6	OBS 2	OBS 6	L.a.	GZS
100%	10 Jahre	10 Jahre	10 Jahre	10 Jahre	10 Jahre	10 Jahre
50%	1 Tag	1 Tag	1 Tag	1 Tag	1 Tag	3 Monate
75%	6 Monate	1 Tag	9 Monate	4 Monate	6 Monate	1,5 Jahre
90%	2,3 Jahre	1 Tag	3 Jahre	2 Jahre	2,5 Jahre	4 Jahre

Der GZS stellt hinsichtlich der Zugfestigkeit eine Besonderheit dar. Er verdoppelt seine Zugfestigkeit im ersten Lebensjahr und nimmt bis zum Erwachsenenalter um das 2,4fache zu. Die rasche Zunahme der Zugfestigkeit des GZS, hat eine schnelle und hohe Entwicklung der Bruchlast zur Folge. Der GZS der Jährlinge erreicht (mit 138 N/mm^2) hinsichtlich der Zugfestigkeit schon fast die hohen Werte der adulten Pferde ($144\text{-}191 \text{ N/mm}^2$, Tabelle 33; Durchschnitt: 156 N/mm^2). Der GZS der Fohlen erzielte (mit bis zu 138 N/mm^2) die höchsten Werte im Vergleich zu den anderen Sehnenabschnitten (TBS 2 max. 105 N/mm^2). Dieses unerwartete Verhalten des GZS beschrieb bereits Reutter (2014). Entgegen ihrer Erwartungen, besitzt der GZS die höchste Zugfestigkeit. Laut Heintel (2013) und Shadwick (1990) war mit einer geringeren Zugfestigkeit der Strecksehnen zu rechnen, da der GZS des Pferdes einer niedrigen funktionellen Belastung ausgesetzt ist (Shadwick 1990). Durch die hohe Zugfestigkeit und das hohe E-Modul wird der GZS, trotz geringem Querschnitt seiner Aufgabe der optimalen Kraftübertragung jedoch bestens gerecht (Reutter 2014).

Wie bei den adulten Pferden erzielt das L.a. auch bei den Fohlen die geringsten Werte für die Zugfestigkeit und unterscheidet sich statistisch signifikant von den anderen Sehnenabschnitten. Dies hängt mit der puffernden Funktion des L.a. zusammen und somit mit der nur indirekten Kraftübertragung auf die TBS.

Auch Shadwick (1990) beobachtete den Unterschied zwischen den Beuge- und Strecksehnen von Schweinen während des Wachstums. Die Sehnen von Schweinen sind zum Zeitpunkt der Geburt relativ uniform. Es gibt kaum Unterschiede zwischen den Beugesehnen und den Strecksehnen hinsichtlich der mechanischen Eigenschaften. Hierbei ist aber zu beachten, dass Schweine im Gegensatz zu Pferden Nesthocker sind und noch keine so ausdifferenzierten Sehnen benötigen. Die Sehnen der Schweine sind zum Zeitpunkt der Geburt sehr dehnbar und elastisch. Im Laufe des Lebens ändern sich, vor allem bei den Beugesehnen, diese Eigenschaften. Die Sehnen werden stärker, steifer und widerstandsfähiger. Die Beugesehnen der adulten Schweine erreichten doppelt so hohe Werte für die Zugfestigkeit und den E-Modul. Shadwick (1990) folgerte daraus, dass die Beugesehnen im Gegensatz zu den Strecksehnen als „Sprungfedern“ bei der Fortbewegung dienen. In dieser Arbeit fiel vor allem die geringe Bruchlast des GZS gegenüber den anderen Sehnenabschnitten auf. Im Vergleich zu dem geringen Querschnitt der Sehne erreichte der GZS dafür relativ hohe Werte in der Zugfestigkeit. Der E-Modul des GZS nimmt im Laufe des Lebens sogar um das Dreifache zu, was bei keiner der anderen Sehnenabschnitte der Fall war. Die Werte des E-Moduls für den GZS liegen höher als die der anderen Sehnenabschnitte.

Die Zugbelastbarkeit errechnet sich aus der Bruchlast geteilt durch das Körpergewicht. Durch die Einberechnung des Körpergewichts gibt sie die funktionelle Belastung der Sehne im Organismus wieder (Reese 1995). Pränatal findet auch hier eine starke lineare Steigerung der Zugbelastbarkeit mit zunehmendem Alter statt. In dem Zeitraum von Tag -105 (20 kg) bis Tag -28 (38 kg) verdoppelt sich das Gewicht der Feten beinahe, die Bruchlast hingegen nimmt um bis das Neun- (TBS 2) bzw. 4,6fache zu (TBS 6). Durch diese rasante Steigerung der Bruchlast und der verhältnismäßig geringeren Gewichtszunahme resultiert eine sehr hohe Zugbelastbarkeit der Sehnen der Feten. Diese hohe Zugbelastbarkeit wird jedoch nicht lange gehalten, bereits kurz nach der Geburt kehrt sich der Prozess um und die Zugbelastbarkeit nimmt mit zunehmendem Alter und der damit verbundenen Zunahme des Körpergewichts wieder ab. Postnatal nimmt die Körpermasse überproportional mehr zu, im Vergleich zur Bruchlast, die Zugbelastbarkeit sinkt. Dennoch besitzen Fohlen, im Vergleich zu ihrem noch geringen Körpergewicht eine vergleichsweise hohe Bruchlast der Sehnen. Die

Sehnen der Fohlen sind in den ersten Lebenstagen und –monaten äußerst stabil hinsichtlich der Zugbelastbarkeit und büßen diese hohe Zugbelastbarkeit im Laufe der ersten Jahre ein. Die Werte der Jährlinge liegen, mit einer Ausnahme, über den durchschnittlichen Werten der adulten Pferde. Bei den Sehnen der Fohlen ist, gleichermaßen wie bei den adulten Pferden (Reutter 2014) festzustellen, dass die Gleitsehnenbereiche die höchsten Werte für die Zugbelastbarkeit erzielen. Die niedrigsten Werte haben das L.a. und der GZS. Sie müssen ihrer Funktion nach aber auch deutlich weniger Gewicht halten als die Beugesehnen.

Die hohe Zugbelastbarkeit der Fohlensehnen erklärt wiederum, warum in der Literatur keine belastungsindizierten Sehnenschäden beim Fohlen gefunden werden. Die Sehnen der Feten und Fohlen sind deutlich stabiler, hinsichtlich der Zugbelastbarkeit, als die Sehnen der adulten Pferde. Hinzu kommt die deutlich geringere Belastung der Sehnen, da sich die meisten Fohlen innerhalb des ersten Lebensjahres altersgerecht auf der Koppel befinden, noch kein Training absolvieren oder gar einen Reiter tragen müssen. Dennoch benötigen Fohlen auf Grund der noch nicht ganz ausgereiften Koordination der Tiere eine höhere Zugbelastbarkeit um Schäden vorzubeugen. Eine Verletzung der Sehne wäre für die Jungtiere fatal. Dennoch liegen die Werte welche hier für die Zugbelastbarkeit gemessen wurden, weit über den im Trab als funktionelle Belastung gemessenen Werten (McGuigan et al. 2005, Takahashi et al. 2010).

Im Gegensatz zu den vorhergegangenen Parametern konnte bei der Zugbelastbarkeit keine Individualität festgestellt werden. Die Messpunkte liegen in einem sehr engen Rahmen auf der Kurve und streuen nicht. Die Zugbelastbarkeit lässt sich postnatal sehr exakt mittels der nicht linearen Regression beschreiben. Das Körpergewicht, die Zugfestigkeit und vor allem der Querschnitt beeinflussen die Zugbelastbarkeit. Es ist anzunehmen, dass die Zugbelastbarkeit genetisch fixiert ist und durch die Zugfestigkeit aber eher noch durch den Querschnitt beeinflusst wird und in einem äußerst engen Rahmen reguliert wird. Wird die Sehne in ihrer Struktur geschädigt, wird dies durch eine Vergrößerung des Querschnitts wieder ausgeglichen.

Neben den Werten, die die Belastbarkeit beschreiben, ist die Elastizität eine weitere wichtige Eigenschaft der Sehne. In der Materialforschung wird zum Beurteilen der Elastizität der **E-Modul** ausgewertet. Ein hoher E-Modul bedeutet eine hohe Steifigkeit und eine geringe Elastizität.

Die Feten haben zu Beginn einen niedrigen E-Modul, welches sich ohne die funktionelle Belastung kaum ändert. Zudem sind die Sehnen noch wenig ausdifferenziert. Postnatal, mit dem Einsetzen der Bewegung steigt der E-Modul stetig an. Die Steifigkeit nimmt zu, die Elastizität ab. Hat der Elastizitätsmodul sein Optimum für den entsprechenden Sehnenabschnitt und damit die Sehne eine gewisse Steifheit erreicht, geht weniger Dehnungsenergie verloren als bei den weichen, nachgiebigen Sehnen der Feten und Fohlen. Diese Veränderung der Steifheit während des Lebens beschrieb Shadwick (1990) bei den Sehnen der Schweine und Addis und Lawson (2010) bei einer Untersuchung der Sehnen von Pferden im Zusammenhang mit der Veränderung der Gelenkwinkel des Fessel- und Krongelenks. Addis and Lawson (2010) stellten fest, dass je steifer die Sehnen mit zunehmendem Alter werden, desto geringer sind die Winkelungen der Gelenke. Zwischen dem 29. und 100. Lebensmonat bleibt die Steifheit der Sehne ungefähr gleich. Diese Steifheit nimmt im Alter (>100 Monate) wieder ab, wenn die Sehne beginnt schwächer zu werden (Addis and Lawson 2010). Anhand der in der vorliegenden Dissertation angefertigten Ergebnisse konnte diese Entwicklung zum Teil bestätigt werden. Die Werte des E-Moduls werden höher, je steifer die Sehnen sind. Dies geschieht vor allem in den ersten drei Lebensjahren. Zusammen mit den Ergebnissen von Reutter (2014) ergab sich daraus, dass die Werte der dreijährigen Pferde den adulten Pferden nahe kommen. Im Gegensatz zur Zugfestigkeit erreicht der E-Modul die Werte der adulten Pferde erst viel später mit ca. drei Jahren. Wann welcher Sehnenabschnitt 50, 75 oder 90% der adulten Werte erreicht ist in Tabelle 19 dargestellt.

Tabelle 19: In welchem Alter sind wieviel Prozent des E-Moduls erreicht?

E-Modul	TBS 2	TBS 6	OBS 2	OBS 6	L.a.	GZS
100%	10 Jahre	10 Jahre	10 Jahre	10 Jahre	10 Jahre	10 Jahre
50%	3 Monate	1 Tag	2 Monate	3 Monate	1 Tag	7 Monate
75%	1,5 Jahre	6 Monate	1,25 Jahre	1,5 Jahre	10 Monate	2 Jahre
90%	3,75 Jahre	2 Jahre	3,5 Jahre	3,75 Jahre	3 Jahre	4,5 Jahre

Steifheit und Elastizität sind entscheidend für die Dynamik der Belastung vor allem bei sich wiederholenden und sportlichen Belastungen. Durch die Elastizität wird eine Rückstellung der Sehnen gewährleistet, was die Verletzungsanfälligkeit der Sehne beeinflusst. Auch der E-Modul erzielt sehr individuelle Werte mit großen Unterschieden von Pferd zu Pferd. Die Elastizität bietet den Sehnen durch die dämpfende Wirkung einen Schutz und die Energierückgewinnung ist gegeben. Ein hoher E-Modul ist hinsichtlich der Verletzungsgefahr riskanter, da die Dämpfungseigenschaften der Sehne verringert sind. Zudem ist die Energierückgewinnung weniger effektiv und damit der Kraftaufwand für das Pferd erhöht, bzw. die Muskulatur ermüdet schneller. Ist die Elastizität jedoch zu hoch, wird die aktive Kraftübertragung vom Muskelbauch auf das Skelettsystem ineffektiv. Inwieweit es einer „Mindeststeifheit“ bedarf, um effektiv zu sein, ist schwer zu sagen. Vermutlich sind die Sehnen der Fohlen noch nicht effektiv genug, um dem ständigen Wechsel zwischen Be- und Entlastung optimal ausnutzen zu können. Der optimale E-Modul Wert, der einer Dauerbelastung stand hält und zugleich Energie sparen kann, ist mit drei Jahren erreicht.

Die Abnahme der Steifheit, die von Addis and Lawson (2010) im Alter beschrieben wurde, konnte hier nicht nachvollzogen werden. Auffallend ist jedoch, dass das Ligamentum accessorium die geringsten Werte im Vergleich zu den anderen Sehnenabschnitten besitzt. Dies lässt Rückschlüsse darauf zu, dass das L.a. elastischer ist als die Sehnenanteile. Diese vermehrte Elastizität wird vor allem durch elastischen Fasern, welche in den histologischen Schnitten (Abbildung 39) gefunden wurden, gewährleistet. Die höhere Elastizität und geringere Steifheit benötigt das L.a. für seine Funktion der dämpfenden Wirkung und puffernden Eigenschaft als Unterstützung der TBS. Sein Zweck ist die Unterstützung der Tragekraft der TBS. Den niedrigsten E-Modul besitzt auch im Alter noch das L.a., somit ist es über die gesamte Entwicklung des Pferdes das elastischste Element der untersuchten Abschnitte. Der GZS und die Zugsehnenanteile der Beugesehnen weisen den höchsten E-Modul auf. Der Gleitsehnenbereich der OBS hat von Beginn an niedrigere Werte beim E-Modul, der Gleitsehnenbereich der TBS bei der Geburt noch nicht, dies ändert sich aber schnell. Bei den adulten Werten des E-Modul liegen beide Gleitsehnenbereiche unter denen der Zugsehnen. Wie Reutter (2014) heraus fand, befinden sich in den

Gleitsehnensbereichen der Beugeschnen massenhaft elastische Fasern, welche die Erklärung für den geringen E-Modul im Vergleich zu den Zugsehnensbereichen sind. Erst im jungen adulten Alter werden die Schnen zu den biologischen Federn, die vielfach in der Literatur beschrieben werden (Alexander 1984, Shadwick 1990, Alexander 2002) und als maßgebliche Eigenschaft der Schnen gelten.

Wie Reutter (2014) in ihrer Arbeit schon erwähnte ist der E-Modul vom Zustand des Untersuchungsmaterials sowie von der Testgeschwindigkeit abhängig (Benedict et al. 1968, Riemersma et al. 1985, Clavert et al. 2001). Um diesen E-Modul mit dem vom Reutter (2014) vergleichen zu können, wurde dieselbe Testgeschwindigkeit von 15mm/min gewählt. Die Einspannlänge musste auf Grund der geringeren Länge der Schnen auf 25mm reduziert werden.

Ein weiterer kontrovers diskutierter Punkt, ist der Effekt, den das Einfrieren auf die Elastizität der Schnen hat. Clavert et. al. (2001) fand heraus, dass Schnen nach dem Einfrieren niedrigere Werte für den Elastizitätsmodul erzielten als frische. Er vermutete, dass während des Einfrierens eine Dehydratation der Zellen stattfindet (Gefriertrocknung). Werden Schnen jedoch vor dem Einfrieren in physiologischer Lösung eingepackt, kann diese Dehydratation verhindert werden (Woo et al. 1986, Woo et al. 1999). Die für die vorliegende Arbeit verwendeten Schnen wurden vor dem Einfrieren nicht herauspräpariert. Stattdessen wurde das gesamte Vorderbein distal des Karpalgelenks luftdicht eingeschweißt und eingefroren. Die Dehydratation der Zellen und eine damit einhergehende Veränderung der biomechanischen Eigenschaften sollte so verhindert werden.

Um eine Möglichkeit zu besitzen für jedes Lebensalter, die ungefähren Eigenschaften eines Schnenabschnitts, hinsichtlich des Querschnitts, der Bruchlast, der Zugfestigkeit, der Zugbelastbarkeit und dem E-moduls eines Pferdes abschätzen zu können, wurde eine **Regressionsanalyse** durchgeführt. Sie sollen in Zukunft dazu dienen, ohne Anwendung der Messmethode, die Bereiche abzuschätzen in denen die Schnenabschnitte agieren. Da sich die Feten anders als die Fohlen verhielten wurden zwei verschiedene Formeln erstellt. Die Feten konnten mit einer Formel zur linearen Steigung abgedeckt werden. Postnatal wurde eine nicht lineare Beziehung festgestellt. Die nicht lineare Kurve der Fohlen hat einen asymptotischen Verlauf.

Bei den Feten wurden die Konstante und Steigung berechnet und es muss nur

noch das Alter in die entsprechende Formel für den jeweiligen Sehnenabschnitt eingesetzt werden. So kann relativ einfach z.B. der Querschnitt berechnet werden oder anders herum, durch Umstellen der Formel anhand des Querschnitts das Alter abgeschätzt werden. Dies kann insbesondere in der Gynäkologie und Altersbestimmung der Feten interessant sein. Da die Feten sich sehr gleichmäßig entwickeln und eine lineare Steigung zeigen, lassen sich ihre Daten wesentlich einfacher und genauer berechnen als die der Fohlen. Da in dieser Arbeit nur Warmblüter verwendet wurden, gelten die herausgearbeiteten Formeln auch nur für diese.

Die Kurvenfunktion für die postnatale Entwicklung bis zum adulten Pferd wurde ebenfalls ermittelt. Dazu benötigte man die Ergebnisse und Werte aus der Doktorarbeit von Frau Reutter (2014), um einen Vergleich bis hin ins Alter zu erreichen. Sicherlich ist es interessant zu wissen, wie sich die Sehnen der jungen und adulten Pferde verhalten, vor allem im Hinblick auf den optimalen Zeitpunkt des Trainingsbeginns des jungen Pferdes. In die Formeln der Fohlen muss in Zukunft nur das Alter des Pferdes eingesetzt werden und der altersentsprechende Parameter kann ausgerechnet und abgeschätzt werden. Diese Formeln sind weniger exakt wie die der Feten und wie so vieles in der Natur, eine Abschätzung der Entwicklung. Da die Entwicklung der Fohlen, bedingt durch die äußeren Lebensumstände wie z.B. Milchaufnahme, Zufütterung oder Krankheiten weniger gleichmäßig verläuft als die Entwicklung im Mutterleib, kann es bei dieser Vorhersage zu Abweichungen kommen. Eine 100%ig genaue Vorhersage, wie sich die einzelne Sehne entwickelt, kann nicht gegeben werden. Dennoch dienen die Formeln als Möglichkeit zur Abschätzung in welchem Bereich der einzelne Parameter liegt und mit welcher Tendenz die Sehne sich entwickelt. Das Ergebnis, das hier am meisten zufriedenstellend war, ist die Formel für die Zugbelastbarkeit. Dies entsteht durch die Einberechnung des Körpergewichts in die Formel.

Erzielten die Fohlen in manchen Kategorien auch höhere Werte wie z.B. in der Zugbelastbarkeit, so darf man die einzelnen Kategorien nicht nur für sich betrachten, sondern muss sie als großes Ganzes sehen. Sicherlich spielt die hohe Zugbelastbarkeit eine Rolle dabei, dass die Fohlen keine belastungsindizierten Sehnenschäden haben. Dennoch darf man nicht vergessen, dass die Elastizität der Sehne, wie es der E-Modul zeigt, noch nicht ausgereift ist. Die Fohlen müssen

also deutlich mehr Energie aufwenden, um sich fortzubewegen. Die effiziente Rückgewinnung der Energie in den Sehnen ist noch nicht vorhanden. Alexander (2002) nimmt an, dass bis zu 93 % der Arbeit, die benötigt wird um eine Sehne zu strecken für den elastischen Rückstoß genutzt werden können, der Rest geht als Wärme verloren. Biewener (1998) ist der Meinung, dass bis zu 40 % der Energie, die für den Galopp benötigt wird durch den elastischen Rückstoß bereitgestellt wird. Diese Untersuchungen beziehen sich auf adulte Pferde. Angesichts dieser Arbeit, kann man die Vermutung aufstellen, dass die Energieausnutzung der Sehnen der Fohlen weniger effizient ist.

Die Frage wann der richtige Zeitpunkt gekommen ist, um mit einem jungen Pferd das Training zu starten, stellt sich immer wieder. Sehnenschäden sind eine der häufigsten Faktoren, weswegen Pferde eine längere Trainingspause einlegen müssen oder gar aus dem Sport ausscheiden. Hinsichtlich des optimalen Trainingsbeginns eines Pferdes kommen wir zu der Ansicht, dass die Sehnen der Warmblüter erst mit ca. drei Jahren so ausgereift sind, dass sie den Belastungen von Training und Reitergewicht gerecht werden. Erst hier haben die Sehnen die Werte der adulten Pferde in allen Kategorien erreicht. Diese Aussage bezieht sich lediglich auf die in dieser Arbeit untersuchten Sehnen der Warmblüter. Andere Faktoren wie Skelettreife oder die Entwicklung der Muskulatur wurden hierbei nicht berücksichtigt. Des Weiteren wurden nur Warmblüter untersucht. Darüber, ob andere Rassen wie Kaltblüter, Vollblüter oder Ponys eine andere Entwicklung durchlaufen und sie zu einem anderen Zeitpunkt ins Training starten sollten, kann keine Aussage getroffen werden. Wann welcher Sehnenabschnitt 50, 75 oder 90% der adulten Werte der Bruchkraft, der Zugfestigkeit oder des Emoduls erreicht ist in Tabelle 17, Tabelle 18 bzw. Tabelle 19 dargestellt.

Doch auch die Aufzuchtphase spielt eine entscheidende Rolle in der Entwicklung der Sehnen. Eine funktionelle Belastung postnatal ist wichtig für die Sehnenentwicklung. Um starke und gesunde Pferdesehnen zu erhalten ist es wichtig, dass die Fohlen regelmäßig gleichmäßige Bewegung am Besten in Form von Koppelgang erhalten. Dies ist nicht nur die natürlichste Form der Aufzucht, sondern begünstigt auch die Entwicklung einer starken, belastbaren und zugleich elastischen Sehne (Cherdchutham et al. 1999, Smith et al. 1999, Smith et al. 2002, Smith and Goodship 2008). Darüber hinaus profitieren nicht nur die Sehnen von dieser Haltungsform, sondern auch die Knochen und der Knorpel (Smith and

Goodship 2008). Die dann im späteren Leben auch härteren Trainingsbedingungen und dem zusätzlichen Gewicht eines Reiters standhalten können. Die Kombination aus extensiver Bewegung und langen Stehphasen wirkt sich bei Fohlen negativ auf die Entwicklung der wachsenden Sehnen aus (Cherdchutham et al. 1999, Smith et al. 2002). Eine übermäßige Belastung der Sehnen beim Fohlen ist potentiell eher schädlich und führt nicht zu einer qualitativ besseren oder höher belastbaren Sehne.

Die wichtigsten Befunde dieser Arbeit sind folgende:

- Die morphologische Entwicklung (Querschnitt) der Sehnen differenziert sich schon früh pränatal.
- Chondroide Zellen sind erstmals mit ca. 37 Tagen im Gleitsehnenbereich der tiefen Beugesehne zu finden. Im Gleitsehnenbereich der oberflächlichen Beugesehne konnten bei den untersuchten Präparaten noch keine differenzierten chondroiden Zellen gefunden werden, sie gleichen den Zugsehnenbereichen.
- Mit Einsetzen der funktionellen Belastung differenziert sich der Faserknorpel aus.
- Die Parameter für Querschnitt, Bruchlast, Zugfestigkeit, Zugbelastbarkeit und der E-Modul nehmen pränatal relativ gleichmäßig zu. Es konnte eine lineare Steigung erkannt und eine passende Formel entwickelt werden.
- Postnatal nehmen die Werte für den Querschnitt, die Bruchlast und die Zugfestigkeit bis zum Alter von ca. einem Jahr zu. Danach lässt die Steigung stark nach und nähert sich asymptotisch dem jeweiligen Wert adulter Pferde an.
- Die Zugbelastbarkeit ist der einzige Parameter, der kurz nach der Geburt höher ist und mit zunehmendem Alter geringer wird. Auch hier ändern sich nach dem ersten Lebensjahr die Werte nur noch geringfügig.
- Der E-Modul – eine für die Funktion der Sehne äußerst wichtiger Parameter - ist die einzige biomechanische Eigenschaft, die erst im Alter von drei Jahren völlig ausgereift ist.

VI. ZUSAMMENFASSUNG

In der vorliegenden Arbeit wurden die tiefe und oberflächliche Beugesehne, das Unterstützungsband der tiefen Beugesehne sowie die gemeinsame Strecksehne von acht Feten und 31 Fohlen morphometrisch, biomechanisch und/oder histologisch untersucht. Es erfolgte eine altersabhängige Betrachtung der Entwicklung der gewonnenen Ergebnisse sowie ein Vergleich mit den Ergebnissen von adulten Pferden aus einer vorhergegangenen Arbeit.

Die Sehnen wurden in verschiedene Abschnitte geteilt. Bei den Beugesehnen wurde je ein Zugsehnenbereich distal des Metakarpalgelenks und ein Gleitsehnenbereich auf Höhe des Fesselgelenks untersucht. Das Ligamentum accessorium der tiefen Beugesehne wurde im Ganzen betrachtet. Der gemeinsame Zehenstrecker wurde distal des Metakarpalgelenks untersucht.

Histologisch konnten nur auf Höhe des Fesselgelenks der tiefen Beugesehne ab Tag 37 differenzierte chondroide Zellen mit dem Lichtmikroskop gesehen werden. Zuvor war die tiefe Beugesehne parallelfaserig wie eine Zugsehne aufgebaut. Bei der oberflächlichen Beugesehne konnten bis Tag 61 keine differenzierten chondroiden Zellen gefunden werden. Eine Anfärbung von sauren und neutralen Glucosaminoglycanen als Hinweis auf chondroide Zellen konnte in den Gleitsehnenbereichen der Beugesehnen bei den Feten nicht gefunden werden. Der Faserknorpel differenziert sich mit Einsetzen der funktionellen Belastung aus. Die anderen Sehnenabschnitte stellten sich als parallelfaserig aufgebaute Zugsehnen dar.

Die morphometrischen und biomechanischen Eigenschaften der Sehnen wurden mit Ultraschall und in Zugversuchen ermittelt. Dabei wurden der Querschnitt (mm^2), die Bruchlast (F_{max}), die Zugfestigkeit (N/mm^2), die Zugbelastbarkeit (N/kg) und der Elastizitätsmodul (MPa) untersucht und in Abhängigkeit zum Alter betrachtet. Bei den Feten wurde eine lineare Entwicklung bei allen Parametern und Sehnenabschnitten deutlich. Post partum entwickelten sich die einzelnen Parameter unterschiedlich:

- Die morphologische Entwicklung (Querschnitt) der Sehnen differenziert sich schon früh pränatal. Der Querschnitt nimmt bei allen Sehnenabschnitten, außer dem gemeinsamen Zehenstrecker, deutlich zu.

Vor allem die zunehmende Bewegung scheint ein Reiz zur Vergrößerung des Querschnitts zu sein.

- Die Parameter für Querschnitt, Bruchlast, Zugfestigkeit, Zugbelastbarkeit und der E-Modul nehmen pränatal relativ gleichmäßig zu. Es konnte eine lineare Steigung der Kurven erkannt und eine passende Formel entwickelt werden.
- Postnatal nehmen die Werte für den Querschnitt, die Bruchlast und die Zugfestigkeit bis zum Alter von ca. einem Jahr zu. Danach lässt die Steigung der Kurve stark nach und nähert sich asymptotisch dem jeweiligen Wert an. Es wurden Formeln für die jeweiligen Parameter entwickelt.
- Die Zugbelastbarkeit ist der einzige Parameter, der kurz nach der Geburt höher ist und mit zunehmendem Alter geringer wird. Auch hier ändern sich nach dem ersten Lebensjahr die Werte nur noch geringfügig.
- Der E-Modul ein für die Funktion der Sehne äußerst wichtiger Parameter - ist die einzige biomechanische Eigenschaft, die erst im Alter von drei Jahren völlig ausgereift ist.
- Anhand von ermittelten Formeln für Feten und Fohlen, der unterschiedlichen Sehnenabschnitte und Parameter, kann in Zukunft die Entwicklung in Abhängigkeit vom Alter abgeschätzt werden.

VII. SUMMARY

The purpose of my thesis is to investigate the deep digital flexor tendon, the accessory ligament of the deep digital flexor tendon as well as the common digital extensor tendon of eight fetuses and 31 foals. The method of investigation comprised morphometric, biomechanical and histological analysis. The results were examined in relation to the age of the subjects and were also compared to the results of a previous thesis which looked at adult horses.

The tendons were divided into different sections. In the case of the digital flexor tendon, the tendon distal to the pastern joint as well as the tendon on the same level of the fetlock joint was examined. The accessory ligament of the deep digital flexor tendon was studied in its entirety. The common digital extensor tendon distal to the fetlock joint was also studied.

From a histological perspective it was only possible to identify chondroid cells on the same level of the digital flexor tendon after 37 days using a microscope. Prior to this, the deep digital flexor tendon was parallel-fibered in the same way as the extensor tendon. With the superficial digital flexor tendon it was not possible to identify differentiated chondroid cells prior to 61 days of investigation. A staining of acidic and neutral glucoseaminoglycans as an indicator of chondroid cells could not be found in the gliding tendon segment of the digital flexor tendon. The fibrous cartilage became differentiated with the beginning of functional loading. The other sections of the tendon were parallel fibered extensor tendons.

The morphometric and biomechanical characteristics of the tendons were investigated utilizing ultrasound and tensile-experiments. The investigation looked at the cross section (mm^2), the breaking load (F_{max}), the tensile strength (N/mm^2), the tensile load (N/Kg), the elastic modulus (MPa), especially in relation to the age of the different samples. In case of the fetuses the development was very linear with regards to all parameters and all sections of the tendons. After birth the parameters developed very differently:

- The morphological development (cross section) of the tendons was very differentiated even prior to birth. The cross section increased significantly during all stages of the tendon with the exception of the toe extensor. The increasing level of movement seems to be the growth stimulus of the cross section.
- The parameters of the cross section, the breaking load, the tensile strength, the tensile load and the elastic modulus develop very evenly prior to birth. A linear progression was identified and a mathematical formula was developed.
- After birth the development of the cross section, the breaking load and the tensile strength continued approximately until the age of one year. After the first year of life, the progression slows down rapidly and approaches asymptotically the respective value. Mathematical formulas were developed for each parameter.
- The tensile load is the only parameter which is higher shortly after birth and declines with increasing age. After the first year of life the values only change marginally.
- The elastic modulus is a highly important parameter for the biomechanical characteristic of the tendon. It reaches full development only after the age of three years.
- Based on the developed formulas for the different sections of the tendon and the different parameters for both fetuses and foals, it is possible in future to determine the level of development in relation to the age.

VIII. ABBILDUNGSVERZEICHNIS

<i>Abbildung 1: Anatomische Darstellung der Sehnen am Pferdefuß</i>	<i>6</i>
<i>Abbildung 2: Organisation der Sehnenstruktur, Abbildung aus Kannus (2000)</i>	<i>11</i>
<i>Abbildung 3: COMP-Gehalt in dem Zugsehnen- (metacarpal) und Gleitsehnenbereich (metacarpophalangeal) der OBS sowie dem GZS in Abhängigkeit vom Alter. Im Zugsehnenbereich ist ein nahezu exponentieller Anstieg bis zu zwei Jahren zu sehen, danach folgt ein stetiger Abfall. Der Gleitsehnenbereich zeigt im Gegensatz eine allmählichere Zunahme auf niedrigerem Niveau. Der GZS ändert den COMP Gehalt über die selbe Zeit kaum. Er bleibt nahezu unverändert auf dem gleichen Niveau wie bei einem neugeborenen Fohlen; Abbildung aus : (Smith et al. 2002)</i>	<i>18</i>
<i>Abbildung 4: Kraftaufnahme der unterschiedlichen Sehnen in Abhängigkeit der Stützbeinphase.....</i>	<i>24</i>
<i>Abbildung 5: Kraftübertragung auf die Sehnen (OBS, TBS und MIO(SL)) während der Standphase im Trab Abbildung aus: Meershoek and Lanovaz (2001).</i>	<i>25</i>
<i>Abbildung 6: Kraftübertragung auf die Sehnen (OBS, TBS und MIO(SL)) während der Standphase im Trab; aus Takahashi et. al. (2014).....</i>	<i>25</i>
<i>Abbildung 7: Kraft-Längenänderungs-Diagramm; 1: nichtlinearer Anfangsbereich, 2: nahezu linearer Mittelteil 3: nicht lineare Zackenbildung vor Erreichen des Maximums x: Maximum und hier zugleich Reißen der Sehne; Abbildung aus: (Kirkendall and Garrett 1997)</i>	<i>27</i>
<i>Abbildung 8: Probennr. 9: Sehnen eines 82,5 kg schweren, 37 Tage alten Fohlens</i>	<i>44</i>
<i>Abbildung 9: Bestimmung des Querschnitts via Ultraschall</i>	<i>47</i>
<i>Abbildung 10: Probe 24 OBS 4.....</i>	<i>48</i>
<i>Abbildung 11: Probe 36 OBS 2.....</i>	<i>48</i>
<i>Abbildung 12: geteilte Sehnen, von oben: GZS, Lig. acc., OBS 6, OBS 2, TBS 6, TBS 2</i>	<i>49</i>
<i>Abbildung 13: In Klemmbacken eingespannte Sehne</i>	<i>52</i>
<i>Abbildung 14: In Klemmbacken eingespannte Sehne am Reißen</i>	<i>53</i>
<i>Abbildung 15: gerissene Sehne</i>	<i>53</i>
<i>Abbildung 16: TBS 2 Fetus 133. Tag Astrablau-Färbung:.....</i>	<i>56</i>

<i>Abbildung 17: TBS 2 Fetus Probe 19 HE-Färbung:</i>	<i>57</i>
<i>Abbildung 18: TBS 2 Fohlen 61 Tage HE-Färbung:.....</i>	<i>57</i>
<i>Abbildung 19: TBS 6 Übersicht, Fohlen 21 Tage, Astrablau-Färbung:.....</i>	<i>58</i>
<i>Abbildung 20: TBS 6, Fetus, Astrablau-Färbung</i>	<i>58</i>
<i>Abbildung 21: TBS 6, Fohlen 21 Tage, Astrablau-Färbung:</i>	<i>59</i>
<i>Abbildung 22: Festus 133. Tag, PAS-Färbung:.....</i>	<i>59</i>
<i>Abbildung 23: TBS 6 Fohlen 37 Tage, Astrablau-Färbung:</i>	<i>59</i>
<i>Abbildung 24: TBS 6 Fohlen 61 Tage, PAS-Färbung:</i>	<i>60</i>
<i>Abbildung 25: TBS 6 Fohlen 37 Tage, Astrablau-Färbung:</i>	<i>60</i>
<i>Abbildung 26: TBS 6 Fohlen 61 Tage, PAS-Färbung:</i>	<i>60</i>
<i>Abbildung 27: OBS 2 Fetus 133. Tag HE-Färbung:</i>	<i>61</i>
<i>Abbildung 28: OBS 2 Fohlen 0 Tage HE-Färbung:</i>	<i>61</i>
<i>Abbildung 29: OBS 2 Fohlen 37 Tage, HE-Färbung:</i>	<i>62</i>
<i>Abbildung 30: OBS 2 Fohlen 21 Tage, HE-Färbung:</i>	<i>62</i>
<i>Abbildung 31: OBS 6 Fetus, HE-Färbung:</i>	<i>63</i>
<i>Abbildung 32: OBS 6 Fohlen 0 Tage, Astrablau-Färbung:.....</i>	<i>63</i>
<i>Abbildung 33: OBS 6 Fohlen 37 Tage, PAS-Färbung:.....</i>	<i>64</i>
<i>Abbildung 34: OBS 6 Fohlen 61 Tage, PAS-Färbung:.....</i>	<i>64</i>
<i>Abbildung 35: OBS 6 Fohlen 61 Tage, PAS-Färbung:.....</i>	<i>64</i>
<i>Abbildung 36: L.a. Fetus, Resorcin-Fuchsin-Färbung:.....</i>	<i>65</i>
<i>Abbildung 37: L.a. Fetus 133. Tag, HE-Färbung:</i>	<i>65</i>
<i>Abbildung 38: L.a. Fohlen 37 Tage, Resorcin-Fuchsin-Färbung:</i>	<i>66</i>
<i>Abbildung 39: L.a. Fohlen 37 Tage, Resorcin-Fuchsin-Färbung:</i>	<i>66</i>
<i>Abbildung 40: GZS Fetus 133. Tag, HE-Färbung:</i>	<i>67</i>
<i>Abbildung 41: GZS Fohlen 0 Tage, HE-Färbung:</i>	<i>67</i>
<i>Abbildung 42: GZS Fohlen 61 Tage, HE-Färbung:</i>	<i>68</i>
<i>Abbildung 43: Entwicklung der pränatalen Querschnitte der Sehnenabschnitte</i>	<i>70</i>
<i>Abbildung 44: Entwicklung der postnatalen Querschnitte (Tag 1-383), die x- Achse ist logarithmisch</i>	<i>72</i>
<i>Abbildung 45: Entwicklung der pränatalen Bruchlast</i>	<i>75</i>
<i>Abbildung 46: Entwicklung der postnatalen Bruchlast, die x-Achse ist logarithmisch</i>	<i>77</i>
<i>Abbildung 47: Entwicklung der pränatalen Zugfestigkeit</i>	<i>79</i>
<i>Abbildung 48: Entwicklung der postnatalen Zugfestigkeit, die x-Achse ist</i>	

<i>logarithmisch</i>	81
<i>Abbildung 49: Entwicklung der pränatalen Zugbelastbarkeit.....</i>	83
<i>Abbildung 50: postnatale Zugbelastbarkeit, die x-Achse ist logarithmisch</i>	85
<i>Abbildung 51: Entwicklung des pränatalen E-Modul.....</i>	86
<i>Abbildung 52: Die Entwicklung des postnatalen E-Moduls,</i>	88
<i>Abbildung 53: Die Entwicklung des Querschnitts Postnatal- Adult; Alter positiv in Tagen, Querschnitt in mm²</i>	91
<i>Abbildung 54: Entwicklung der Bruchlast postnatal- Adult; Alter positiv in Tagen; Bruchkraft (Newton absolut) in Newton</i>	94
<i>Abbildung 55: Entwicklung der Zugfestigkeit Postnatal – Adult; Alter positiv in Tagen, Zugfestigkeit in N/mm²</i>	96
<i>Abbildung 56: Entwicklung der Zugbelastbarkeit Postnatal- Adult; Alter positiv in Tagen; Zugbelastbarkeit in N/kg</i>	99
<i>Abbildung 57: Entwicklung des E- Moduls postnatal – Adult; Alter positiv in Tagen, E-Modul (MPa)</i>	101

IX. TABELLENVERZEICHNIS

<i>Tabelle 1: Werte von Crevier et al. (1996)</i>	29
<i>Tabelle 2: Werte von Cherdchutham (2001b)</i>	30
<i>Tabelle 3 : Werte von Reutter (2014)</i>	31
<i>Tabelle 4: Abschnitte der Sehnenbeprobung</i>	43
<i>Tabelle 5: histologisches Probenmaterial</i>	45
<i>Tabelle 6: Übersicht der für die Histologie und Zugversuche verwendeten Sehnenabschnitte</i>	45
<i>Tabelle 7: Formel für die pränatale lineare Steigung des Querschnitts</i>	71
<i>Tabelle 8: Formeln der pränatalen linearen Steigung der Bruchlast</i>	76
<i>Tabelle 9: Formeln für die lineare Steigung der pränatalen Zugfestigkeit</i>	80
<i>Tabelle 10: Formeln für die pränatale lineare Steigung der Zugbelastbarkeit</i>	84
<i>Tabelle 11: Formeln zur linearen Steigung des pränatalen E Moduls</i>	87
<i>Tabelle 12: Formeln für den Querschnitt</i>	93
<i>Tabelle 13: Formel für die Bruchlast</i>	95
<i>Tabelle 14: Formeln für Zugfestigkeit</i>	98
<i>Tabelle 15: Formeln für Zugbelastbarkeit</i>	100
<i>Tabelle 16: Formeln für den E-Modul</i>	103
<i>Tabelle 17: In welchem Alter sind wieviel Prozent der Bruchlast erreicht?</i>	113
<i>Tabelle 18: In welchem Alter sind wieviel Prozent der Zugfestigkeit erreicht?</i> .	116
<i>Tabelle 19: In welchem Alter sind wieviel Prozent des E-Moduls erreicht?</i>	119
<i>Tabelle 20: Pferde für die biomechanischen und morphometrischen Untersuchungen</i>	134
<i>Tabelle 21: Querschnitte der biomechanisch Untersuchten Sehnenabschnitte.</i>	135
<i>Tabelle 22 Daten Abschnitt TBS 2</i>	136
<i>Tabelle 23 Daten Sehnenabschnitt TBS 6</i>	137
<i>Tabelle 24 Daten Sehnenabschnitt OBS 2</i>	138
<i>Tabelle 25 Daten Sehnenabschnitt OBS 6</i>	139
<i>Tabelle 26 Daten Sehnenabschnitte Lig.acc</i>	140
<i>Tabelle 27 Daten Sehnenabschnitt GZS</i>	141
<i>Tabelle 28 Daten Reutter TBS 2</i>	142
<i>Tabelle 29 Daten Reutter TBS 6</i>	142
<i>Tabelle 30 Daten Reutter OBS 2</i>	142

<i>Tabelle 31 Daten Reutter OBS 6</i>	<i>143</i>
<i>Tabelle 32 Daten Reutter Lig. acc.</i>	<i>143</i>
<i>Tabelle 33 Daten Reutter GZS</i>	<i>143</i>

X. ANHANG

Tabelle 20: Pferde für die biomechanischen und morphometrischen Untersuchungen

Pferd(Probe)	KGW	Alter (d) *	Rasse
35	20	-105	Warmblut
33	20	-97	Warmblut
36	30	-87	Warmblut
34	30	-76	Warmblut
31	30	-69	Warmblut
32	35	-65	Warmblut
17	27,5	-42	Warmblut
16	38	-28	Warmblut
4	52	0	Warmblut
5	42	0	Warmblut
6	52	0	Warmblut
7	51,5	0	Warmblut
8	62	0	Warmblut
10	52	0	Warmblut
11	48	0	Warmblut
12	59	0	Warmblut
18	42,5	0	Warmblut
1	45	1	Warmblut
2	47,5	1	Warmblut
20	50	1	Warmblut
23	54	1	Warmblut
26	50	1	Warmblut
30	55	1	Warmblut
13	55	3	Warmblut
22	50	5	Warmblut
21	70	10	Warmblut
14	78,5	13	Warmblut
29	75	14	Warmblut
24	85	21	Warmblut
9	82,5	37	Warmblut
28	120	67	Warmblut
39	250	197	Warmblut
38	250	213	Warmblut
27	300	365	Warmblut
25	350	383	Warmblut

*Die Tragzeit der Stute wurde mit 336 Tagen berechnet

Tabelle 21: Querschnitte der biomechanisch untersuchten Sehnenabschnitte

Pferd (Probe)	TBS 2	TBS 6	OBS 2	OBS 6	Lig.acc	GZS
35	15	20	17	20	16	10
33	16	28	19	35	21	13
36	23	42	28	48	28	17
34	26	33	25	49	34	18
31	26	39	32	55	38	25
32	32	52	33	54	29	29
17	36	65	45	69	41	28
16	41	65	49	68	67	24
4	64	62	33	92	74	43
5	47	77	47	62	40	29
6	41	62	52	75	45	38
7	62	75	65	96	58	20
8	60	70	46	76	48	41
10	71	90	62	74	48	48
11	44	89	47	89	63	44
12	59	79	58	95	65	58
18	42	63	48	74	55	31
1	70	86	44	73	64	44
2	37	84	51	80	69	29
20	48	68	45	90	54	34
23	30	77	30	66	58	25
26	58	89	61	76	23	33
30	34	58	25	47	49	40
13	54	89	47	69	59	32
22	40	86	38	65	47	29
21	57	69	41	80	48	37
14	55	80	54	79	56	36
29	75	140	61	87	101	28
24	45	84	53	74	73	33
9	62	162	55	111	82	31
28	62	118	56	100	83	29
39	70	176	61	128	82	38
38	66	139	60	94	80	30
27	111	206	101	187	156	45
25	152	217	92	167	143	41

Tabelle 22 Daten Abschnitt TBS 2

Pferd (Probe)	Querschnitt t (mm²)	Höchstlas t (N)	Zugfestigkei t (N/mm²)	Zugbelastbarkei t (N/kg)	E Modul
35	15	419,54	27,97	20,98	132,87
33	16	687,95	43,00	34,40	195,44
36	23	1409,21	61,27	46,97	237,48
34	26	1471,71	56,60	49,06	222,15
31	26	2045,53	78,67	68,18	231,12
32	32	1978,15	61,82	56,52	350,44
17	36	2568,56	71,35	93,40	248,78
16	41	3911,29	95,40	102,93	257,83
4	64	4430,78	69,23	85,21	114,54
5	47	3501,01	74,49	83,36	185,30
6	41	5101,3	124,42	98,10	173,97
7	62	3395,27	54,76	65,93	99,86
8	60	3944,53	65,74	63,62	175,97
10	71	4435,6	62,47	85,30	121,45
11	44	2869,09	65,21	59,77	125,11
12	59	4467,88	75,73	75,73	145,74
18	42	4622,26	110,05	108,76	243,70
1	70	3849,19	54,99	85,54	106,07
2	37	3792,46	102,50	79,84	306,88
20	48	4514,11	94,04	90,28	201,64
23	30	3089,7	102,99	57,22	279,56
26	58	3394,22	58,52	67,88	157,99
30	34	3908,87	114,97	71,07	287,70
13	54	4759,53	88,14	86,54	212,69
22	40	3781,49	94,54	75,63	260,00
21	57	5077,73	89,08	72,54	148,27
14	55	4376,61	79,57	55,75	229,72
29	75	7222,59	96,30	96,30	157,77
24	45	4240,02	94,22	49,88	260,28
9	62	3972,75	64,08	48,15	170,78
28	62	6262,86	101,01	52,19	212,57
39	70	9518,32	135,98	38,07	290,55
38	66	5854,34	88,70	23,42	257,56
27	111	10680,26	105,45	35,60	154,88
25	152	12956,13	85,30	37,02	183,36

Tabelle 23 Daten Sehnenabschnitt TBS 6

Pferd (Probe)	Querschnitt t (mm²)	Höchstlas t (N)	Zugfestigkei t (N/mm²)	Zugbelastbarkei t (N/kg)	E Modul
35	20	1159,59	57,98	57,98	207,81
33	28	1589,97	56,78	79,50	208,15
36	42	1916,65	45,63	63,89	138,96
34	33	2210,25	66,98	73,68	259,60
31	39	3097,2	79,42	103,24	240,36
32	52	2926,95	56,29	83,63	213,21
17	65	5718,71	87,98	207,95	206,14
16	65	5677,08	87,34	149,40	237,34
4	62	6064,23	97,81	116,62	203,43
5	77	5439,22	70,64	129,51	163,67
6	62	6438,88	103,85	123,82	210,91
7	75	5737,65	76,50	111,41	77,78
8	70	7318,18	104,55	118,04	184,32
10	90	6326,17	70,29	121,66	155,65
11	89	9389,9	105,50	195,62	201,34
12	79	7391,2	93,56	125,27	195,40
18	63	7405,12	117,54	174,24	163,16
1	86	3057,7	35,55	67,95	130,33
2	84	6086,09	72,45	128,13	207,25
20	68	6498,96	95,57	129,98	185,65
23	77	5920,1	76,88	109,63	153,40
26	89	5088,02	57,17	101,76	98,36
30	58	4580,19	78,97	83,28	145,38
13	89	7455,23	83,77	135,55	237,43
22	86	5938,14	69,05	118,76	155,37
21	69	8783,19	127,29	125,47	236,60
14	80	6714,8	83,94	85,54	204,12
29	140	9726,6	69,48	129,69	106,17
24	84	7963,59	94,80	93,69	241,36
9	162	7151,01	44,14	86,68	115,07
28	118	13281,98	112,56	110,68	235,09
39	176	17990,5	102,22	71,96	214,21
38	139	14369,92	103,38	57,48	299,13
27	206	16412,95	79,67	54,71	112,22
25	217	15163,22	69,88	43,32	151,12

Tabelle 24 Daten Sehnenabschnitt OBS 2

Pferd (Probe)	Querschnitt t (mm²)	Höchstlas t (N)	Zugfestigkei t (N/mm²)	Zugbelastbarkei t (N/kg)	E Modul
35	17	747,72	43,98	37,39	173,51
33	19	918,08	48,32	45,90	170,38
36	28	1472,04	52,57	49,07	177,85
34	25	1497,78	59,91	49,93	181,11
31	32	1577,59	49,30	52,59	160,69
32	33	1270,57	38,50	36,30	175,01
17	45	2401,24	53,36	87,32	156,03
16	49	2215,31	45,21	58,30	124,20
4	33	2615,61	79,26	50,30	157,76
5	47	2582,88	54,95	61,50	134,04
6	52	4212,9	81,02	81,02	157,01
7	65	4088,41	62,90	79,39	176,88
8	46	3838,79	83,45	61,92	201,57
10	62	2797,27	45,12	53,79	128,47
11	47	4308,89	91,68	89,77	203,55
12	58	4029,39	69,47	68,29	206,52
18	48	3251,53	67,74	76,51	127,52
1	44	3180,16	72,28	70,67	162,20
2	51	1903,23	37,32	40,07	106,14
20	45	3299,88	73,33	66,00	165,76
23	30	1923,19	64,11	35,61	165,74
26	61	4914,13	80,56	98,28	170,82
30	25	3002,19	120,09	54,59	450,10
13	47	2834,19	60,30	51,53	146,79
22	38	2897,59	76,25	57,95	162,65
21	41	3722,49	90,79	53,18	194,50
14	54	3108,99	57,57	39,60	174,04
29	61	4474	73,34	59,65	182,27
24	53	3782,12	71,36	44,50	196,05
9	55	3535,03	64,27	42,85	167,55
28	56	4084,6	72,94	34,04	139,20
39	61	7128,29	116,86	28,51	162,75
38	60	7240,5	120,68	28,96	392,31
27	101	10477,3	103,74	34,92	134,72
25	92	8265,7	89,84	23,62	276,79

Tabelle 25 Daten Sehnenabschnitt OBS 6

Pferd (Probe)	Querschnitt t (mm²)	Höchstlas t (N)	Zugfestigkei t (N/mm²)	Zugbelastbarkei t (N/kg)	E Modul
35	20	1098,09	54,90	54,90	192,31
33	35	1230,25	35,15	61,51	127,91
36	48	1915,97	39,92	63,87	123,96
34	49	1339,44	27,34	44,65	62,52
31	55	2801,11	50,93	93,37	132,49
32	54	2164,95	40,09	61,86	164,58
17	69	3670,65	53,20	133,48	128,25
16	68	3584,44	52,71	94,33	139,75
4	92	3769,61	40,97	72,49	94,76
5	62	3733,09	60,21	88,88	152,05
6	75	4662,04	62,16	89,65	94,35
7	96	4853,49	50,56	94,24	72,18
8	76	6081,31	80,02	98,09	171,12
10	74	5393,84	72,89	103,73	134,98
11	89	5716,22	64,23	119,09	140,73
12	95	6672,41	70,24	113,09	114,32
18	74	4204,97	56,82	98,94	127,75
1	73	3616,95	49,55	80,38	83,58
2	80	4388,32	54,85	92,39	141,81
20	90	3849,92	42,78	77,00	108,02
23	66	4997,66	75,72	92,55	163,76
26	76	5523,56	72,68	110,47	161,51
30	47	3152,75	67,08	57,32	121,52
13	69	2524,57	36,59	45,90	101,07
22	65	4185,23	64,39	83,70	108,25
21	80	4662,43	58,28	66,61	107,61
14	79	7200,58	91,15	91,73	183,32
29	87	6235,08	71,67	83,13	149,81
24	74	6096,43	82,38	71,72	167,58
9	111	5656,85	50,96	68,57	117,53
28	100	8405,11	84,05	70,04	166,37
39	128	9463,65	73,93	37,85	117,58
38	94	8096,26	86,13	32,39	230,30
27	187	15718,14	84,59	52,39	170,54
25	167	10701,49	64,08	30,58	183,72

Tabelle 26 Daten Sehnenabschnitte Lig. acc

Pferd (Probe)	Querschnitt t (mm²)	Höchstlas t (N)	Zugfestigkei t (N/mm²)	Zugbelastbarkei t (N/kg)	E Modul
35	16	508,36	31,77	25,42	122,44
33	21	611,63	29,13	30,58	96,87
36	28	933,08	33,32	31,10	132,24
34	34	1022,62	30,08	34,09	65,38
31	38	1172,32	30,85	39,08	103,66
32	29	1197,61	41,30	34,22	226,41
17	41	1221,35	29,79	44,41	106,54
16	67	2064,31	30,81	54,32	113,27
4	74	1717,64	23,21	33,03	59,15
5	40	1957,27	48,93	46,60	141,75
6	45	1289,75	28,66	24,80	50,46
7	58	1764,07	30,42	34,25	73,47
8	48	1528,09	31,84	24,65	116,53
10	48	1720,9	35,85	33,09	112,74
11	63	2901,09	46,05	60,44	92,92
12	65	3122,44	48,04	52,92	105,53
18	55	335,61	6,10	7,90	24,68
1	64	1721,85	26,90	38,26	75,07
2	69	1422,98	20,62	29,96	44,91
20	54	1702,29	31,52	34,05	87,28
23	58	1373,14	23,67	25,43	49,12
26	23	524,87	22,82	10,50	81,27
30	49	2181,94	44,53	39,67	148,43
13	59	3893,05	65,98	70,78	134,00
22	47	1666,39	35,46	33,33	107,70
21	48	2342,99	48,81	33,47	114,26
14	56	2871,05	51,27	36,57	105,49
29	101	3973,14	39,34	52,98	83,98
24	73	3100,56	42,47	36,48	109,02
9	82	2061,66	25,14	24,99	59,19
28	83	3651,29	43,99	30,43	82,20
39	82	5344,45	65,18	21,38	114,67
38	80	5771,96	72,15	23,09	147,00
27	156	7064,05	45,28	23,55	57,03
25	143	2373,1	16,60	6,78	59,23

Tabelle 27 Daten Sehnenabschnitt GZS

Pferd (Probe)	Querschnitt t (mm²)	Höchstlas t (N)	Zugfestigkei t (N/mm²)	Zugbelastbarkei t (N/kg)	E Modul
35	10	352,36	35,24	17,62	135,78
33	13	310,14	23,86	15,51	162,96
36	17	607	35,71	20,23	206,63
34	18	534,4	29,69	17,81	141,11
31	25	965,05	38,60	32,17	121,24
32	29	702,81	24,23	20,08	212,59
17	28	1239,76	44,28	45,08	167,46
16	24	1225,79	51,07	32,26	194,05
4	43	3273,03	76,12	62,94	152,85
5	29	1921,12	66,25	45,74	176,75
6	38	2006,58	52,80	38,59	236,16
7	20	2226,74	111,34	43,24	239,13
8	41	2763,79	67,41	44,58	168,86
10	48	1643,99	34,25	31,62	131,33
11	44	3170,37	72,05	66,05	146,09
12	58	2338,02	40,31	39,63	123,96
18	31	2022,06	65,23	47,58	152,69
1	44	2109,63	47,95	46,88	126,71
2	29	2556,05	88,14	53,81	166,93
20	34	2157,15	63,45	43,14	142,38
23	25	771,5	30,86	14,29	127,31
26	33	1826,09	55,34	36,52	181,31
30	40	2017,54	50,44	36,68	70,01
13	32	2562,25	80,07	46,59	186,04
22	29	1753,38	60,46	35,07	112,89
21	37	2237,99	60,49	31,97	141,59
14	36	1979,77	54,99	25,22	130,44
29	28	2425,83	86,64	32,34	173,83
24	33	2075,28	62,89	24,42	197,02
9	31	2074,25	66,91	25,14	180,45
28	29	3865,84	133,30	32,22	242,90
39	38	2373,65	62,46	9,49	161,32
38	30	3924,92	130,83	15,70	307,98
27	45	4316,05	95,91	14,39	144,53
25	41	5689,97	138,78	16,26	320,21

Tabelle 28 Daten Reutter TBS 2

Pferd (Prob e)	KG W (kg)	Alter (d)	Quers chnitt (mm²)	Höchstkraft (N)	Zugefestigke it (N/mm²)	Zugbelastbar keit (N/kg)	E Modul
40	520	1095	90	13467,58	148,00	25,90	429,78
41	480	1095	98	16829,42	193,44	35,06	541,32
42	600	3650	103	12950,8	147,17	21,58	388,12
43	650	6205	122	13829,17	148,70	21,28	407,44
44	600	6205	120	12555,39	141,07	20,93	521,1
45	500	6570	106	11818,19	131,31	23,64	516,17
46	450	8030	137	8536,61	100,43	18,97	404,2
47	480	8395	140	13825,51	151,93	28,80	600,62

Tabelle 29 Daten Reutter TBS 6

Pferd (Prob e)	KGW (kg)	Alter (d)	Querschnitt (mm²)	Höchstkraft (N)	Zugefesti gkeit (N/mm²)	Zugbel astbar keit (N/kg)	E Modul
40	520	1095	230	21124,3	82,20	40,62	272,13
41	480	1095	232	20341,22	90,01	42,38	255,10
42	600	3650	260	21315,38	88,45	35,53	262,24
43	650	6205	213	17471,4	82,03	26,88	227,59
44	600	6205	202	14945,81	73,99	24,91	280,53
45	500	6570	201	16345,09	81,32	32,69	246,62
46	450	8030	150	15465,22	103,10	34,37	380,88
47	480	8395	201	16123,06	81,02	33,59	277,44

Tabelle 30 Daten Reutter OBS 2

Pferd (Prob e)	KGW (kg)	Alter (d)	Querschnitt (mm²)	Höchstkraft (N)	Zugefesti gkeit (N/mm²)	Zugbel astbar keit (N/kg)	E Modul
40	520	1095	101	14794,04	154,10	28,45	376,15
41	480	1095	96	11629,03	125,04	24,23	352,78
42	600	3650	88	12485,99	140,29	20,81	318,23
43	650	6205	105	13254,27	136,64	20,39	360,16
44	600	6205	124	15663,35	126,32	26,11	459,08
45	500	6570	85	9051,60	106,49	18,10	511,91
46	450	8030	85	8190,49	99,88	18,20	397,19
47	480	8395	91	11651,62	132,40	24,27	334,26

Tabelle 31 Daten Reutter OBS 6

Pferd (Probe)	KGW (kg)	Alter (d)	Querschnitt (mm ²)	Höchstkraft (N)	Zugefesti- gkeit (N/mm ²)	Zugbel- astbar- keit (N/kg)	E Modul
40	520	1095	196	15508,33	80,35	29,82	256,41
41	480	1095	166	17155,13	105,46	35,74	282,97
42	600	3650	194	18704,54	98,97	31,17	261,35
43	650	6205	196	18338,75	91,24	28,21	350,20
44	600	6205	209	19126,49	91,51	31,88	268,61
45	500	6570	166	13606,84	81,97	27,21	364,00
46	450	8030	157	12146,27	77,36	26,99	296,28
47	480	8395	147	16851,14	115,42	35,11	335,95

Tabelle 32 Daten Reutter Lig. acc.

Pferd (Probe)	KG W (kg)	Alter (d)	Querschnitt (mm ²)	Höchstkraft (N)	Zugefes- tigkeit (N/mm ²)	Zugbela- stbarke- it (N/kg)	E Modul
40	520	1095	107	9960,79	70,15	19,16	158,20
41	480	1095	109	6326,66	50,21	13,18	147,78
42	600	3650	120	6204,58	53,95	10,34	123,86
43	650	6205	93	7182,69	58,4	11,05	170,65
44	600	6205	1450	7451,21	51,39	12,42	208,12
45	500	6570	97	6885,49	70,98	13,77	214,56
46	450	8030	92	3850,42	41,85	8,56	167,86
47	480	8395	83	5095,14	40,76	10,61	110,08

Tabelle 33 Daten Reutter GZS

Pferd (Probe)	KGW (kg)	Alter (d)	Querschnitt (mm ²)	Höchstkraft (N)	Zugefesti- gkeit (N/mm ²)	Zugbel- astbar- keit (N/kg)	E Modul
40	520	1095	35	4777,07	191,08	9,19	593,60
41	480	1095	25	3413,83	148,43	7,11	490,51
42	600	3650	31,00	3480,24	145,01	5,80	324,49
43	650	6205	35,00	5839,36	157,82	8,98	369,98
44	600	6205	36,00	5700,68	158,35	9,50	747,77
45	500	6570	29,00	4338,65	144,62	8,68	572,48
46	450	8030	24,00	3558,81	148,28	7,91	522,67
47	480	8395	36,00	4879,56	157,41	10,17	511,59

XI. LITERATURVERZEICHNIS

Adams, S. B. and Santschi, E. M. (2000). Management of congenital and acquired flexural limb deformities. Proc. Am Assoc Eq Pract.

Addis, P. R. and Lawson, S. E. M. (2010). "The role of tendon stiffness in development of equine locomotion with age." Equine Veterinary Journal 42: 556-560.

Albers, J. (2012). Biomechanische Untersuchungen an der Bizepssehne des Hundes, LMU München.

Alexander, R. M. (1984). "Elastic Energy Stores in Running Vertebrates." American Zoologist 24(1): 85-94.

Alexander, R. M. (2002). "Tendon elasticity and muscle function." Comp Biochem Physiol A Mol Integr Physiol 133(4): 1001-1011.

Arnold, G. (1974). "Biomechanische und rheologische Eigenschaften menschlicher Sehnen." Zeitschrift für Anatomie und Entwicklungsgeschichte 143(3): 263-300.

Arnold, G. (1974). "Festigkeit und Kraft-Längenänderungs-Verhalten der Strecksehnen des menschlichen Fußes." Research In Experimental Medicine 164(2): 123-136.

Benedict, J. v., Walker, L. B. and Harris, E. H. (1968). "Stress-Strain characteristics and tensile strength of unembalmed human tendon." Journal of Biomechanics 1(1): 53-63.

Benjamin, M., Evans, E. J. and Copp, L. (1986). "The histology of tendon attachments to bone in man." J Anat 149: 89-100.

Benjamin, M., Kumai, T., Milz, S., Boszczyk, B. M., Boszczyk, A. A. and Ralphs, J. R. (2002). "The skeletal attachment of tendons--tendon "entheses"." *Comp Biochem Physiol A Mol Integr Physiol* 133(4): 931-945.

Benjamin, M., Qin, S. and Ralphs, J. R. (1995). "Fibrocartilage associated with human tendons and their pulleys." *J Anat* 187 (Pt 3): 625-633.

Benjamin, M. and Ralphs, J. R. (1998). "Fibrocartilage in tendons and ligaments — an adaptation to compressive load." *Journal of Anatomy* 193(Pt 4): 481-494.

Biermann, H. (1957). "Die Knochenbildung im Bereich periostaler-diaphysärer Sehnen- und Bandansätze." *Zeitschrift für Zellforschung und Mikroskopische Anatomie* 46(6): 635-671.

Biewener, A. A. (1998). "Muscle-tendon stresses and elastic energy storage during locomotion in the horse." *Comp Biochem Physiol B Biochem Mol Biol* 120(1): 73-87.

Birch, H. L., Bailey, J. V. B., Bailey, A. J. and Goodship, A. E. (1999). "Age-related changes to the molecular and cellular components of equine flexor tendons." *Equine Veterinary Journal* 31(5): 391-396.

Birch, H. L., McLaughlin, L., Smith, R. K. W. and Goodship, A. E. (1999). "Treadmill exercise-induced tendon hypertrophy: assessment of tendons with different mechanical functions." *Equine Veterinary Journal* 31(S30): 222-226.

Bland, Y. S. and Ashhurst, D. E. (1997). "Fetal and postnatal development of the patella, patellar tendon and suprapatella in the rabbit; changes in the distribution of the fibrillar collagens." *J Anat* 190 (Pt 3): 327-342.

Brockis, J. G. (1953). "The blood supply of the flexor and extensor tendons of the fingers in man." *J Bone Joint Surg Br* 35-b(1): 131-138.

Budras, K.-D. (2014). Schultergliedmaße. Atlas der Anatomie des Pferdes. Mülling, C., Pfarrer, C., Reese, S., Kölle, S. and Budras, K.-D. Hannover, Schlüter. 7. Auflage.

Butcher, M. T., Hermanson, J. W., Ducharme, N. G., Mitchell, L. M., Soderholm, L. V. and Bertram, J. E. (2007). "Superficial digital flexor tendon lesions in racehorses as a sequela to muscle fatigue: a preliminary study." *Equine Vet J* 39(6): 540-545.

Butler, D. L., Grood, E. S., Noyes, F. R. and Zernicke, R. F. (1978). "Biomechanics of ligaments and tendons." *Exerc Sport Sci Rev* 6: 125-181.

Cherdchutham, W., Becker, C., Smith, R. K., Barneveld, A. and van Weeren, P. R. (1999). "Age-related changes and effect of exercise on the molecular composition of immature equine superficial digital flexor tendons." *Equine Vet J Suppl*(31): 86-94.

Cherdchutham, W., Becker, C. K., Spek, E. R., Voorhout, W. F. and Weeren, P. R. v. (2001). "Effects of exercise on the diameter of collagen fibrils in the central core and periphery of the superficial digital flexor tendon in foals." *American Journal of Veterinary Research* 62(10): 1563-1570.

Cherdchutham, W., Meershoek, Liduin S., van Weeren, Paul R., Barneveld, Albert (2001b). "Effects of exercise on biomechanical properties of the superficial digital flexor tendon in foals." *American Journal of Veterinary Research* 62(12): 1859-1864.

Clavert, P., Kempf, J. F., Bonnomet, F., Boutemy, P., Marcelin, L. and Kahn, J. L. (2001). "Effects of freezing/thawing on the biomechanical properties of human tendons." *Surg Radiol Anat* 23(4): 259-262.

Crevier-Denoix, N., Collobert, C., Sanaa, M., Bernard, N., Joly, C., Pourcelot, P., Geiger, D., Bortolussi, C., Bousseau, B. and Denoix, J. M. (1998). "Mechanical correlations derived from segmental histologic study of the equine superficial

digital flexor tendon, from foal to adult." *Am J Vet Res* 59(8): 969-977.

Crevier, N., Pourcelot, P., Denoix, J. M., Geiger, D., Bortolussi, C., Ribot, X. and Sanaa, M. (1996). "Segmental variations of in vitro mechanical properties in equine superficial digital flexor tendons." *Am J Vet Res* 57(8): 1111-1117.

Crevier, N., Pourcelot, P., Denoix, J. M., Geiger, D., Collobert, C., Ribot, X. and Bousseau, B. (1994). "Comparative analysis of mechanical behavior and histology of the three palmar tendons of the horse hand." *Journal of Biomechanics* 27(6): 828.

Edwards, D. A. (1946). "The blood supply and lymphatic drainage of tendons." *J Anat* 80: 147-152.

Edwards, L. J., Goodship, A. E., Birch, H. L. and Patterson-Kane, J. C. (2005). "Effect of exercise on age-related changes in collagen fibril diameter distributions in the common digital extensor tendons of young horses." *American Journal of Veterinary Research* 66(4): 564-568.

Evanko, S. P. and Vogel, K. G. (1990). "Ultrastructure and Proteoglycan Composition in the Developing Fibrocartilaginous Region of Bovine Tendon." *Matrix* 10(6): 420-436.

Fey, K., Kolm, G. and Edinger, J. (2011). *Orthopädische Erkrankungen. Fohlenmedizin.* Fey, K., Kolm, G. and Edinger, J. Stuttgart, Enke Verlag: 375-398.

Franchi, M., Trire, A., Quaranta, M., Orsini, E. and Ottani, V. (2007). "Collagen structure of tendon relates to function." *Scientific World Journal* 7: 404-420.

Frankewycz, B. (2013). *Untersuchung der Sehnenregeneration mittels zellbesiedelter (BMSC und MSC) resorbierbarer Scaffolds am Achillessehnenmodell der Ratte* Ludwig Maximilian Universität München.

Gillard, G. C., Merrilees, M. J., Bell-Booth, P. G., Reilly, H. C. and Flint, M. H. (1977). "The proteoglycan content and the axial periodicity of collagen in tendon." *Biochem J* 163(1): 145-151.

Gillard, G. C., Reilly, H. C., Bell-Booth, P. G. and Flint, M. H. (1979). "The influence of mechanical forces on the glycosaminoglycan content of the rabbit flexor digitorum profundus tendon." *Connect Tissue Res* 7(1): 37-46.

Gillis, C., Pool, R. R., Meagher, D. M., Stover, S. M., Reiser, K. and Willits, N. (1997). "Effect of maturation and aging on the histomorphometric and biochemical characteristics of equine superficial digital flexor tendon." *Am J Vet Res* 58(4): 425-430.

Gillis, C., Sharkey, N., Stover, S. M., Pool, R. R., Meagher, D. M. and Willits, N. (1995). "Effect of maturation and aging on material and ultrasonographic properties of equine superficial digital flexor tendon." *Am J Vet Res* 56(10): 1345-1350.

Haut, R. C., Lancaster, R. L. and DeCamp, C. E. (1992). "Mechanical properties of the canine patellar tendon: Some correlations with age and the content of collagen." *Journal of Biomechanics* 25(2): 163-173.

Heinemeier, K. M. and Kjaer, M. (2011). "In vivo investigation of tendon responses to mechanical loading." *J Musculoskelet Neuronal Interact* 11(2): 115-123.

Heintel, K. E. (2013). Untersuchungen zu biomechanischen Eigenschaften von Gleit- und Zugsehnen. Tierärztliche Fakultät Dissertation, Ludwig-Maximilians Universität.

Hulmes, D. J. S. (2002). "Building Collagen Molecules, Fibrils, and Suprafibrillar Structures." *Journal of Structural Biology* 137(1-2): 2-10.

Jeffcott, L. (2005). "Developmental diseases affecting growing horses." The growing horse: nutrition and prevention of growth disorders. EAAP publication(114): 243-255.

Joop, I. P. (2001). Morphologische und biomechanische Untersuchungen am Tendo calcaneus communis des Hundes Diss. vet. med., Ludwig Maximilian Universität.

Kannus, P. (2000). "Structure of the tendon connective tissue." Scand J Med Sci Sports 10(6): 312-320.

Kasashima, Y., Smith, R. K., Birch, H. L., Takahashi, T., Kusano, K. and Goodship, A. E. (2002). "Exercise-induced tendon hypertrophy: cross-sectional area changes during growth are influenced by exercise." Equine Vet J Suppl(34): 264-268.

Kidd, J. and Barr, A. (2002). "Flexural deformities in foals." Equine veterinary education 14(6): 311-321.

Kirkendall, D. T. and Garrett, W. E. (1997). "Function and biomechanics of tendons." Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports 7(2): 62-66.

Kjaer, M. (2004). "Role of extracellular matrix in adaptation of tendon and skeletal muscle to mechanical loading." Physiol Rev 84(2): 649-698.

Kjaer, M., Magnusson, P., Krogsgaard, M., Boysen Moller, J., Olesen, J., Heinemeier, K., Hansen, M., Haraldsson, B., Koskinen, S., Esmarck, B. and Langberg, H. (2006). "Extracellular matrix adaptation of tendon and skeletal muscle to exercise." J Anat 208(4): 445-450.

Knottenbelt, D. C., Holdstock, N., Madigan, J. E. and Cornford, A. (2007). Fehlstellung der Gliedmaße. Neonatalogie der Pferde. München, Elsevier GmbH.

König, H. E., Liebich, H. G. and Cervený, C. (2012). Nervensystem (Systema nervosum). Anatomie der Haussäugetiere

Lehrbuch und Farbatlas für Studium und Praxis König, H. E. and Liebich, H. G. Stuttgart, Schattauer. 5. Auflage: 535-540.

König, H. E., Ruberte, J. and Liebich, H. G. (2015). Organe des Herz-Kreislauf-Systems (Systema cardiovasculare). Anatomie der Haussäugetiere

Lehrbuch und Farbatlas für Studium und Praxis König, H. E. and Liebich, H. G. Stuttgart, Schattauer. 5: 450-470.

Koob, T. J. and Summers, A. P. (2002). "Tendon--bridging the gap." Comp Biochem Physiol A Mol Integr Physiol 133(4): 905-909.

Kraus-Hansen, A. E., Fackelman, G. E., Becker, C., Williams, R. M. and Pipers, F. S. (1992). "Preliminary studies on the vascular anatomy of the equine superficial digital flexor tendon." Equine Vet J 24(1): 46-51.

Kraus, B. L. H., Kirker-Head, C. A., Kraus, K. H., Jakowski, R. M. and Steckel, R. R. (1995). "Vascular Supply of the Tendon of the Equine Deep Digital Flexor Muscle Within the Digital Sheath." Veterinary Surgery 24(2): 102-111.

Lang, G. (2013). Histotechnik, Praxislehrbuch für die Biomedizinische Analytik
Wien, Springer Verlag Wien/ New York.

Lanir, Y. (1978). "Structure-strength relations in mammalian tendon." Biophysical Journal 24(2): 541-554.

Lawson, S. E., Chateau, H., Pourcelot, P., Denoix, J. M. and Crevier-Denoix, N. (2007). "Effect of toe and heel elevation on calculated tendon strains in the horse and the influence of the proximal interphalangeal joint." J Anat 210(5): 583-591.

Leitch, M. (1985). "Musculoskeletal disorders in neonatal foals." Vet Clin North

Am Equine Pract 1(1): 189-207.

Leonhardt, H., Tillmann, B., Töndury, G. and Zilles, K. (2003). Bewegungsapparat. Anatomie des Menschen. Leonhardt, H., Tillmann, B., Töndury, G. and Zilles, K. Stuttgart: , Thieme.

Liebich, H. G. (2004). Binde- und Stützgewebe (Textus connectivus). Funktionelle Histologie der Haussäugetiere Liebich, H. G. Stuttgart, Schattauer 4. Auflage: 69-99.

Liebich, H. G., Maierl, J. and König, H. E. (2012). Vorder- oder Schultergliedmaße (Membr. thoracica). Anatomie der Haussäugetiere. König, H. E. and Liebich, H. G. Stuttgart, Schattauer. 5: 141-210.

Lüllmann-Rauch, R. and Paulsen, F. (2003). Binde- und Stützgewebe Histologie. Lüllmann-Rauch, R. and Paulsen, F. Stuttgart, Thieme 119-140.

Mack, J. K., Remler, H. P., Senckenberg, E. and Kienzle, E. (2012). "Kraftfutteraufnahme und Entwicklung von Körpermasse und Körpermaßen von Saugfohlen in Abhängigkeit vom Kraftfutterangebot. Zeitraum von der Geburt bis zum 6. Monat." Tierärztliche Praxis Großtiere 40(3): 150-156.

Mack, J. K., Remler, H. P., Senckenberg, E. and Kienzle, E. (2014). "Energieaufnahme und Körpermasseentwicklung von Warmblutfohlen, die beim Absetzen den Betrieb wechseln." Tierärztliche Praxis Großtiere 42(4): 220-224.

Maierl, J., Weissengruber, G., Peham, C. and König, H. E. (2012). Statik und Dynamik. Anatomie der Haussäugetiere

Lehrbuch und Farbatlas für Studium und Praxis König, H. E. and Liebich, H. G. Stuttgart, Schattauer. 5: 275-383.

McGuigan, M. P., Walsh, T. C., Pardoe, C. H., Day, P. S. and Wilson, A. M. (2005). "Deep digital flexor tendon force and digital mechanics in normal ponies

and ponies with rotation of the distal phalanx as a sequel to laminitis." *Equine Vet J* 37(2): 161-165.

McNeilly, C. M., Banes, A. J., Benjamin, M. and Ralphs, J. R. (1996). "Tendon cells in vivo form a three dimensional network of cell processes linked by gap junctions." *Journal of Anatomy* 189(Pt 3): 593-600.

Meershoek, L. S. and Lanovaz, J. L. (2001). "Sensitivity analysis and application to trotting of a noninvasive method to calculate flexor tendon forces in the equine forelimb." *Am J Vet Res* 62(10): 1594-1598.

Meershoek, L. S., Schamhardt, H. C., Roepstorff, L. and Johnston, C. (2001). "Forelimb tendon loading during jump landings and the influence of fence height." *Equine Vet J Suppl*(33): 6-10.

Merrilees, M. J. and Flint, M. H. (1980). "Ultrastructural study of tension and pressure zones in a rabbit flexor tendon." *American Journal of Anatomy* 157(1): 87-106.

Milz, S., Ockert, B. and R., P. (2009). "Tenozyten und extrazelluläre Matrix." *Der Orthopäde* 38(11): 1071-1079.

Moffat, P. A., Firth, E. C., Rogers, C. W., Smith, R. K., Barneveld, A., Goodship, A. E., Kawcak, C. E., McIlwraith, C. W. and van Weeren, P. R. (2008). "The influence of exercise during growth on ultrasonographic parameters of the superficial digital flexor tendon of young Thoroughbred horses." *Equine Vet J* 40(2): 136-140.

Nakagawa, Y., Hayashi, K., Yamamoto, N. and Nagashima, K. (1996). "Age-related changes in biomechanical properties of the Achilles tendon in rabbits." *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 73(1-2): 7-10.

NAV (2012). *Nomina Anatomica Veterinaria*. Hannover (Germany), Columbia,

MO (U.S.A.), Ghent (Belgium), Sapporo (Japan), Editorial Committee Hannover (Germany), Columbia, MO (U.S.A.), Ghent (Belgium), Sapporo (Japan),

International Committee on Veterinary Gross Anatomical Nomenclature (I.C.V.G.A.N.) 5.

Nickel, R., Schummer, A. and Seiferle, E. (2003). Band 1 Bewegungsapparat, Enke.

Nickel, R., Schummer, A., Seiferle, E. and Böhme, G. (2004). peripheres Nervensystem. Lehrbuch der Anatomie der Haustiere Band 4 Nervensystem, Sinnesorgane, Endokrine Drüsen. Nickel, R., Schummer, A. and Seiferle, E. Stuttgart, Parey Verlag. 4. Auflage: 241-267.

O'Brien, M. (1997). "Structure and metabolism of tendons." *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 7(2): 55-61.

Oertel Jr, H. and Ruck, S. (2012). Grundlagen der Biomechanik. Bioströmungsmechanik: Grundlagen, Methoden und Phänomene. Oertel Jr, H. and Ruck, S. Wiesbaden, Springer-Verlag. 2: 47-71.

Parry, D. A., Craig, A. S. and Barnes, G. R. (1978). "Tendon and ligament from the horse: an ultrastructural study of collagen fibrils and elastic fibres as a function of age." *Proc R Soc Lond B Biol Sci* 203(1152): 293-303.

Patterson-Kane, J. C., Firth, E. C., Goodship, A. E. and Parry, D. A. (1997). "Age-related differences in collagen crimp patterns in the superficial digital flexor tendon core region of untrained horses." *Aust Vet J* 75(1): 39-44.

Patterson-Kane, J. C., Parry, D. A. D., Birch, H. L., Goodship, A. E. and Firth, E. C. (1997). "An Age-Related Study of Morphology and Cross-Link Composition of Collagen Fibrils in the Digital Flexor Tendons of Young Thoroughbred Horses." *Connective Tissue Research* 36(3): 253-260.

Perez-Castro, A. V. and Vogel, K. G. (1999). "In situ expression of collagen and proteoglycan genes during development of fibrocartilage in bovine deep flexor tendon." *J Orthop Res* 17(1): 139-148.

Petersen, W., Pufe, T., Kurz, B., Mentlein, R. and Tillmann, B. (2002). "Angiogenesis in fetal tendon development: spatial and temporal expression of the angiogenic peptide vascular endothelial cell growth factor." *Anatomy and Embryology* 205(4): 263-270.

Popesko, P. (2007). *Atlas der topographischen Anatomie der Haustiere*, Georg Thieme Verlag.

Reese, S. (1995). *Untersuchungen am intakten und rupturierten Ligamentum cruciatum craniale des Hundes* Diss. med. vet, Freie Universität Berlin.

Reilly, S. M., McElroy, E. J. and Biknevicius, A. R. (2007). "Posture, gait and the ecological relevance of locomotor costs and energy-saving mechanisms in tetrapods." *Zoology* 110(4): 271-289.

Reutter, M. M. (2014). *Untersuchung zu den biomechanischen Eigenschaften der Beugeschnen, der Strecksehnen und des M. interosseus medius am Vorderfuß des Pferdes*, Ludwig Maximilian Universität.

Riemersma, D. J. and De Bruyn, P. (1986). "Variations in cross-sectional area and composition of equine tendons with regard to their mechanical function." *Res Vet Sci* 41(1): 7-13.

Riemersma, D. J. and Lammertink, J. L. M. A. (1988). "Calibration of the mercury-in-silastic strain gauge in tendon load experiments." *Journal of Biomechanics* 21(6): 469-476.

Riemersma, D. J. and Schamhardt, H. C. (1982). "The cryo-jaw, a clamp designed for in vitro rheology studies of horse digital flexor tendons." *Journal of*

Biomechanics 15(8): 619-620.

Riemersma, D. J., Schamhardt, H. C. and Lammertink, J. L. M. A. (1985). "In vivo tendon load and tendon strain in the horse." *Journal of Biomechanics* 18(7): 556.

Riemersma, D. J., van den Bogert, A. J., Jansen, M. O. and Schamhardt, H. C. (1996). "Influence of shoeing on ground reaction forces and tendon strains in the forelimbs of ponies." *Equine Vet J* 28(2): 126-132.

Riemersma, D. J., van den Bogert, A. J., Jansen, M. O. and Schamhardt, H. C. (1996). "Tendon strain in the forelimbs as a function of gait and ground characteristics and in vitro limb loading in ponies." *Equine Vet J* 28(2): 133-138.

Roberts, T. J. (2002). "The integrated function of muscles and tendons during locomotion." *Comp Biochem Physiol A Mol Integr Physiol* 133(4): 1087-1099.

Ross, M. W., Genovese, S. and Dyson, S. J. (2011). *Superficial digital flexor tendonitis. Diagnosis and Management of Lameness in the Horse*. Ross, M. W. and Dyson, S. Missouri, Elsevier Health Sciences. 2.

Sadler, T. and Langman, J. (2003). *Medizinische Embryologie : die normale menschliche Entwicklung und ihre Fehlbildungen. Medizinische Embryologie : die normale menschliche Entwicklung und ihre Fehlbildungen*

Sadler, T. and Langman, J. Stuttgart, Thieme. 11: 71,77-84,169.

Salomon, F.-V. (2008). *Bewegungsapparat. Anatomie für die Tiermedizin*. Salomon, F.-V., Geyer, H. and Gille, U. Stuttgart, Enke Verlag. 2. überarbeitete und erweiterte Auflage: 210-230.

Salomon, F.-V. and Gille, U. (2008). *Herz-,Kreislauf- und Abwehssystem, Angiologica. Anatomie für die Tiermedizin*. Salomon, F.-V., Gille, U. and Geyer, H. Stuttgart, Enke. 2: 441-446.

Seiferle, E. and Frewein, J. (2004). Aktiver Bewegungsapparat, Muskelsystem, Myologica. Lehrbuch der Anatomie der Haussäugetiere, Band 1, Bewegungsapparat. Nickel, R., Schummer, A. and Seiferle, E. Stuttgart, Parey. 8: 479-492.

Shadwick, R. E. (1990). "Elastic energy storage in tendons: mechanical differences related to function and age." J Appl Physiol 68(3): 1033-1040.

Smith, R. K., Birch, H., Patterson-Kane, J., Firth, E. C., Williams, L., Cherdchutham, W., Weeren, W. R. v. and Goodship, A. E. (1999). "Should equine athletes commence training during skeletal development?: changes in tendon matrix associated with development, ageing, function and exercise." Equine Veterinary Journal 31(S30): 201-209.

Smith, R. K., Birch, H. L., Goodman, S., Heinegard, D. and Goodship, A. E. (2002). "The influence of ageing and exercise on tendon growth and degeneration-hypotheses for the initiation and prevention of strain-induced tendinopathies." Comp Biochem Physiol A Mol Integr Physiol 133(4): 1039-1050.

Smith, R. K. and Goodship, A. E. (2008). "The effect of early training and the adaptation and conditioning of skeletal tissues." Vet Clin North Am Equine Pract 24(1): 37-51.

Smith, R. K. W., Dyson, S. and Ross, M. W. (2011). Pathophysiology of tendon injury. Diagnosis and management of lameness in horse, Elsevier. 2.

Stanley, R. L., Goodship, A. E., Edwards, B., Firth, E. C. and Patterson-Kane, J. C. (2008). "Effects of exercise on tenocyte cellularity and tenocyte nuclear morphology in immature and mature equine digital tendons." Equine Vet J 40(2): 141-146.

Swanstrom, M. D., Stover, S. M., Hubbard, M. and Hawkins, D. A. (2004). "Determination of passive mechanical properties of the superficial and deep digital flexor muscle-ligament-tendon complexes in the forelimbs of horses."

American Journal of Veterinary Research 65(2): 188-197.

Takahashi, T., Mukai, K., Ohmura, H., Aida, H. and Hiraga, A. (2014). "In vivo measurements of flexor tendon and suspensory ligament forces during trotting using the thoroughbred forelimb model." J Equine Sci 25(1): 15-22.

Takahashi, T., Yoshihara, E., Mukai, K., Ohmura, H. and Hiraga, A. (2010). "Use of an implantable transducer to measure force in the superficial digital flexor tendon in horses at walk, trot and canter on a treadmill." Equine Vet J Suppl(38): 496-501.

Thorpe, C. T., Clegg, P. D. and Birch, H. L. (2010). "A review of tendon injury: why is the equine superficial digital flexor tendon most at risk?" Equine Vet J 42(2): 174-180.

Tillmann, B. and Koch, S. (1995). "Functional adaptation processes of gliding tendons." Sportverletzung Sportschaden 9(2): 44-50.

Waibl, H., Wilkens, H. and Münster, W. (1996). "Arterien, Arteriae." Nickel, R., A. Schummer u. E. Seiferle (Hrsg.): Lehrbuch der Anatomie der Haustiere. Bd. III. Kreislaufsystem, Haut und Hautorgane 10: 74-118.

Wang, J. H. C. (2006). "Mechanobiology of tendon." Journal of Biomechanics 39(9): 1563-1582.

Webbon, P. M. (1978). "A Histological Study of Macroscopically Normal Equine Digital Flexor Tendons." Equine Veterinary Journal 10(4): 253-259.

Wissdorf, H., Otto, B., Geburek, F., Fürst, A., Hertsch, B., Keller, A. and Stadtbäumer, G. (2010). Schultergliedmaße. Praxisorientierte Anatomie und Propädeutik des Pferdes. Wissdorf, H., Gerhards, H., Huskamp, B. and Deegen, E. Hannover, Schaper Verlag. 3.

Woo, S. L., Debski, R. E., Withrow, J. D. and Janaushek, M. A. (1999). "Biomechanics of knee ligaments." *Am J Sports Med* 27(4): 533-543.

Woo, S. L. Y., Orlando, C. A., Camp, J. F. and Akeson, W. H. (1986). "Effects of postmortem storage by freezing on ligament tensile behavior." *Journal of Biomechanics* 19(5): 399-404.

Woo, S. L. Y., Orlando, C. A., Gomez, M. A., Frank, C. B. and Akeson, W. H. (1986). "Tensile properties of the medial collateral ligament as a function of age." *Journal of Orthopaedic Research* 4(2): 133-141.

Zschäbitz, A. (2005). "Anatomie und Verhalten von Sehnen und Bändern." *Der Orthopäde* 34(6): 516-525.

DANKSAGUNG

Mein besonderer Dank gilt Herrn PD Dr. med. vet. Sven Reese für die Überlassung des Themas, die vorzügliche fachliche Betreuung und die jederzeit geleistete sehr freundliche und geduldige Unterstützung und Hilfestellung über den gesamten Zeitraum der Dissertation.

Frau PD Dr. Monica Venner danke ich sehr für ihr großzügiges Entgegenkommen in der Beschaffung der Proben auf dem Gestüt Schockemöhle. Ebenfalls danke ich Sarah Vondran, Katrin Astheimer, Claudia Hagist und Sandra Wallstabe für das unermüdliche Sammeln der Proben.

Frau S. Mitterer danke ich für die stets freundliche und geduldige Unterstützung bei der Anfertigung und Ausarbeitung der histologischen Präparate sowie der positiven Worte.

Sebastian Diederich danke ich für die Leihgabe des Ultraschallgeräts sowie seine tatkräftige Unterstützung in jeder Lebenslage seit Anfang des Studiums.

Friederike Winkler danke ich für ihre tatkräftige Unterstützung und den regen Gedankenaustausch während der Dissertation.

Monika König danke ich für die Aufnahme in ihrer Wohnung während der Zeit in München.

Bei Claudia Köster-Ollig und Ansgar Ollig bedanke ich mich für das Korrekturlesen und die Hilfe bei der Übersetzung.

Für die Bearbeitung der Bilder, alle technischen Fragen und ihre Geduld möchte ich mich bei meinem Freund Steffen Burosch und meinem Bruder Peter bedanken.

Der größte Dank gilt meinen Eltern, die mir immer selbstverständlich jegliche Art der Unterstützung zukommen ließen und damit diese Arbeit erst ermöglicht haben. Insbesondere meiner Mutter möchte ich für die tatkräftige Unterstützung in jeglicher Form danken.